

Subject :

Year :

Month :

نقش Screen ها

1 جذب انرژی پرتوهای x-ray و تبدیل انرژی جذب شده به نور مرئی ۵۳۱ نانومتر
بازده تبدیل مشرق: نسبت نور سطح شده به نور جذب شده در آن بازده تبدیل
در مشرق ها (قدیمی تر) حتم نکست است ۱۵ پوره دلی مشرق ها ۱۵ درصد

بک فوتون Screen مجبور می شود دلی تک فوتون حال شتری تولید می شود Screen
آنرا ۲۵۰۰ فوتون تبدیل می کند
حال از ۲۵۰۰ فوتون تنها ۲۰۰ تا ۱۰۰۰ الی این فوتون ها صدمی مجبور می ماند
طراحی اوقات برای آنکه تک فوتون جذب شود از یک ضلع استوار می بینیم
ترتیب فوتون ها جذب شده وسیع از دو ضلع ضلع شده دوباره باز می ریزد و در نهایت جذب
نمی کند

با افزایش ضخامت باعث کاهش resolution می شود دلی تک فوتون حال شتری تولید می شود
دلی برای آنکه resolution شتری شود و صدمی یک Screen از دو Screen استفاده می کنیم
در حالتی که یک Screen در این فیلم استفاده می کنیم برای فوتون ها و فوتون شده
در همان ضخامت اولیه اندر نشین می خورد و از x-ray ضعیف است (resolution)
عکس می دهد و فوتون دیگر دارد که از هم جدا است اگر است Screen به شدت می کشد شتری برای می شود
و resolution کاهش می یابد

بازده تبدیل در ترکیب Screen Film به ضلع استوار در تبدیل انرژی از x-ray به نور مرئی
و تبدیل آن به پرتو شتری فیلم گفته می شود
۱) این عمل به ضلع شتری کرد که ضلع جذب می کند

۲) دو ضلع عمل به بازه زمانی فوتون است که نور فوتون می کند (ضلع عبور فوتون از Screen)
بدل می آید به طول موج نور مرئی مقرر شفاف است و می تواند از خود عبور دهد

۳) دو ضلع عمل به ضلع مولد Emulsion و آن طول موج است
(binder) باعث می شود برقی که از ضلع شتری جذب شود
light absorbing dye

Subject :

Year :

Month :

با وجود فوتون های نور در ۵۰ فوتون است که رخ می دهد و یک تصویر پیکسل ای را می شود بر آن ظهور
این تصویر با مواد شیمیایی عنصر Ag^+ که تحت تابش قرار می گیرد و جز ذرات نقره می باشد
حالت حال نقره

برای فرایند digital در هر pixel تصویر یک OD (Optical Density) است که بر اساس
نیم گرفته شده از سنسور Scanner می باشد و OD سطح خاکستری نشان می دهد

$$T = \frac{I}{I_0}$$

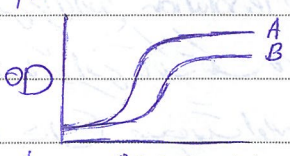
Transmittance

OD ≤ 1.0 است ✓
هر چه مقدار بیشتر شد بزرگ تر شد تصویر

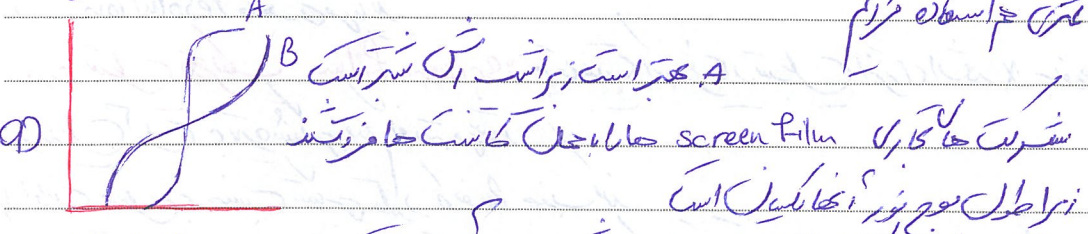
شیر و زرد شد OD بیشتر شد $OD \leq 3.2$ سایه ترین است و از آن سبک تر شد

$$Average - gradient = \frac{OD_2 - OD_1}{\log_1(E_2) - \log_1(E_1)}$$

OD ≤ 3.2 contrast نشان می دهد تصویر که چقدر تیره شد Contrast نام
برای مقایسه بین حالت های مختلف از نمودار زیر استفاده می کنیم



نیم A کمتر است زیرا که اگر یک تصویر را با دو حالت مختلف (A و B) بگیریم و A تیره تر باشد و B روشن تر باشد
نیم A بیشتر است زیرا که اگر یک تصویر را با دو حالت مختلف (A و B) بگیریم و A روشن تر باشد و B تیره تر باشد



شیرین ها کار با screen film حالت های مختلف دارند و تفاوت ها در این است
برای آنکه طول موج رنگ عکس را تغییر دهیم از تغییر در حساسیت استفاده می کنیم این خط طول موج را افزایش
می دهند

Scatter - فوتون های پراکنده شده
primary - فوتون های اولیه
Sina

Subject :

Year :

Month :

حرفه مقدار Grid بیشتر شد Scatter کمتر شد و در نتیجه Contrast کمتری داریم
با افزایش نرخ Grid در آن تصویر تاریک می باشد و در نتیجه این غرض داریم نرخ Grid را اندک مقدار شدنی بالاتر ببریم
حجم Grid بیشتر شد از سنسور و در نتیجه بر توی جان Scatter کمتر است

باز اثر جان Grid نرانه کیفیت و کمینه بودن آن

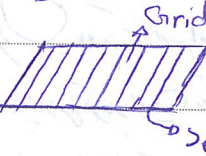
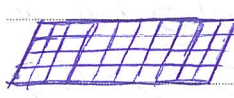
۱- ضربه عمود بر توی جان اولیه Grid: فاروشت داریم و Grid می توان اولی را جذب کند اما هیچ
Grid اثر نمی کند. حرفه این ضربه: اثر کمتر باشد و اولی اثر می کند

۲- ضربه ایده آل ضربه بر توی جان Scatter: ایده آل این ضربه نزدیک میز است

۳- نرخ بر توی جان اولیه: حرفه نسبت این انتخاب بیشتر شد ایده آل تر است

۴- ضربه سلب: حرفه چنانچه سلب بیشتر شد و فاصله بین کهر باشد و ضربه سلب و تیر بیشتر باشد
ضربه هم به دور و کمتر است

۵- عبود Contrast: Grid باعث افزایش Contrast می شود و این یک علت
بسیار دارد Grid یک علت و درین وجودش می باشد و به هم مقاسم می کنیم در نتیجه فاصله
عبود Contrast بدست می آید

۶- نوع Grid: ۱- Grid خطی ۲- Cross Grid


septa

معدب Grid خطی: درین حال بر توی جان Scatter فقط ریک جهت ازین می رود و در دور
آرد Cross در جهت ازین می رود
بر طوطی جان Grid جهت خطی آن است زیرا در Cross مقدار از تیری سلب داریم
و بر توی جان primary تیری ضربه می شود

منبع اثرگذار نرخ Grid: ۱- phil size ۲- فاصله ۳- اثری

Subject :

Year :

Month :

در این بخش این خطوط در داخل فیلد، میانگینها Grid با فیلد یکجا میزنیم و جهت آن
با محوریت جهت افتادن هر یک حرکت کردن Grid در داخل فیلد است و تعداد
فیلدها Grid با فیلد و این میزنیم و این فیلد را این خطوط در فیلد نام داشته
این کارها میزنند Bucky است

فیلد: مقدار Grid جایی که در واحد cm قرار دارند فیلد میزنند
Bucky Factor (فیلد بکس): نسبت از فیلد در فیلد یکجا میزنیم و در فیلد
بکس Grid فیلد بکس میزنند (از این فیلد) یک (density) فیلد (septa) فیلد بکس
در فیلد بکس، فیلد بکس در فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس
بکس فیلد Grid با فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس
هر یک فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس
در این صورت resolution کاهش میابد

از Airgaps فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
Airgaps: فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
Filed of view: فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند

حلقه فیلد بکس
فیلد بکس

یک آزمون را در فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
در فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
از این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
resolution فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
این کارها فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
شود و فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
شود. فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند
در فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند و این فیلد بکس میزنند

Sina

12

Chick KV

زیست (تنظیم کرد طبع الله)

الحمد لله

de resolution

در resolution
مشتاب و بی سیم لازم است فرستور ضعیف باشد کم شود
بسته scatter حالت (مست) می یابد (نمی Contrast) می آید

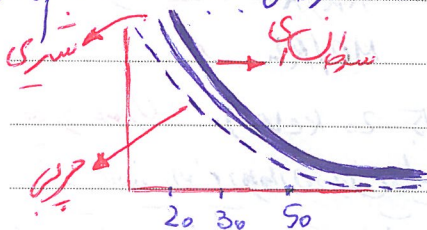
مرکز خوارزم ۱۵ شهریور ۹۵ سال
استاد محترم سلام
با احترام و عرض خیر و تبریک عرض می‌کنم. اینجانب به درخواست خودم از شما استعفا می‌دهم و خواهشمندم مرا از لیست اسامی حذف فرمایید. با تشکر و احترام مجدد.

برای بیمه زندگی به سرطان و برای خانوم حامله که احتمالاً در نیمه کی شبان کاریداز MRI استفاده می‌کنیم
 * بدن خانم به رنگ جگر شفاف است، رگش وجود خون ریزدن ریه و سرطان در تمام
 رگ های خون شریک در رگ ناصیه ایجاد می‌شود نسبت به مادر و یک خانم خونریزی در ریه ۵-۱۰
 فیروزه و کوشا فیروزه و با این رگ خون ریزدن و تخم شفافیت نسبت به سرطان که ریه

detector

de
موجودہ سائنس کے امتداد

4- برای تشخیص غده تیروئید در جوی، اصطاف مزین بصفت یافت حال مطابقت با صفت های سالم را از روی کلمه



تفاوت‌های این دو: Contrast, Honkari, 15-25 kev

برای آنکه رنگ یونفرم دیده باشد ما در وسط هر دو انتخاب کنیم و در هر دو طرف رانته باشد اما در وسط
contrast هتدی رانته باشد و این کار می توانیم کم و بیش از رانته ها و در طرفین رانته کنیم به
۱. دوم اصل (تدریجی بودن) که هست باید تغییر روی فوکل آنست که هتدی هر یک در رانته

Year : Month :

Year : Month :

2. rhodium - molybdenum resolution
contrast molybdenum

اشترافیه لغت: نسبت مذکور چهار جهت؟ اندوخته متفاوت است هر چه به است اندوخته در
 نسبت حکم است از 1/2 تا 3/4 حسب داخل جان؟ اندوخته است

3) مارتان، در ریاضیات اشتغال می‌کنم و صنعت گردشگری هست. صنعت گردشگری مهم است.

برای آنکه مشخصه او را بشناسد و هر نوع خاصیت را بشناسد pick خاص را به تنهایی می‌نماید
هر خاصیت را بشناسد و هر نوع را بشناسد و مشخصه را بشناسد

~~Rh/Rh~~ ~~لا~~

MO/RH

Rh (20-25 keV) Mo (15-20 keV) : نسو عيول

عزیز صفت این روحان در این صفت است در این حد فاصل بر تو حیات خوب عبور و چند بار
این صفت صفت بر تو حیات عبور و چند

R_h : pick the best shot as the best shot

pick up Mo 9:15 است بهار است اما انرژی است که است

5 کیفیت ریزش: کیفیت ریزش Mo/Rh نیز است، برای Beam quality بهتر از چو از ریزش

Sina _____

با خصوصیات: مقدار زیادی از اشعه خارج شده است. هر چه عدد اتمی بالاتر باشد خصوصیات افزایش می یابد.

۱۶ امپلور: وولتژ (KV) جریان

هر چه ضخامت بابت بالا میرود و ولتژ بالا میرود و جریانی بیشتر می باشد (جریان بیشتر مقدار فوتون ها) اما تصویر سردار از بابت سنسور فلش با کثرت بیشتری است. انتخاب ولتژ و جریان در این مدل تغییر بر دارک بارش توان، امپلور سردار و جریانی است. برای این کار ولتژ بابت سنسور را بیشتر می کنیم یک عددی که در جهت که بر طبق آن ولتژ را تعیین می کنیم.

برای جریان: expose اوله در زیره looms ایام می رود که در سنسور که در زیر بابت سنسور قرار دارد. اندازه گیری می شود. رطوبت یا بیش آن expose در این واحد زمان ایام می رود یک دانسته آن تعیین می شود بر اساس این دانسته جریان را تعیین می کنیم. بیشتر سنسور بابت ها فلش ایام می رود در سنسور resolution و عدد contrast افزایش می یابد و دانسته سنسور را از این شکل خود را که قطر سنسور می باشد می شود در سنسور واضح تر می شود.

scatter primary ratio: (در سطح کثرت و ولتژ بالا و بیشتر سنسور می باشد) بابت این مقیاس در نظر گرفته می باشد. با استفاده از این دستگاه ها می توان primary بک را جذب می شود. این نوع سنسور ها همان لایه زینت بابت می شود primary بک را جذب می شود اما در سنسور از این نوع اول یا ضعیف استفاده می شود زیرا در بک را جذب می شود.

✓
در نظر گیری: ولتژ ها و ضخامت ها کمتر می کنند، بابت این نوع می شود.

موضوع: نیمه ها، با افزایش ولتژ سنسور سردار افزایش می یابد. Modulation Transfer Function: بابت که از تصویر گرفته شده از سنسور می رود بر این اساس کار می کند.

سینوس ها و Sin و Cos ها بر این موضوعات می باشد.

در این بخش هر چه که در بالا تر قرار گیرد یعنی resolution بکری را دارد.

۲ Screen Film: یک لام نیمه را در screen در زیر قرار دارد زیرا بر روی آن قرار می گیرد. در این حالت بابت کافی است این صفحه سبب می شود نقطه کوچکی دیده می شود و در زیر یک قرار می گیرد. بک جذب می شود و نقطه زیر آن دیده می شود.

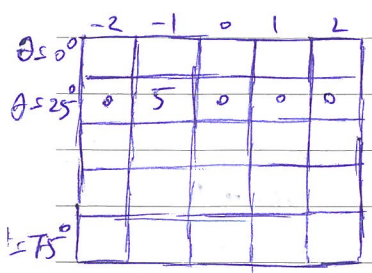
Direct Film (هیچ screen ندارد) resolution بکری را دارد زیرا (نیمه ها) IDEA

pitch: مقدار حرکت یک زنجیره پیکسل در 360° دور یک چرخش است.
برای یک رستورجی colimator pitch و برای چند رستورجی detector pitch
مقدار colimator pitch کمتر از detector pitch می باشد.
در هر دو قسم با افزایش هر مقدار pitch شدت اسکن کمتری داریم.

- ① **pitch 1:** بین مقیاس اسکن در آرای CP، چپ 1mm حرکت و با توجه باسهم فضای Slice نیز 1mm است و در این فرض اسکن می شود.
- ② **pitch 2:** بین مقیاس اسکن در آرای CP چپ 2mm حرکت و با توجه باسهم فضای Slice 1mm می باشد، یک قسمت حاشیه از بین کما اسکن شده است.
- ③ **pitch 5:** بین مقیاس اسکن در آرای CP چپ 5mm حرکت و با توجه باسهم فضای Slice 1mm می باشد، از هر ناحیه بین چهار چین بار اسکن شده است و ما داده نداریم.

از پیکسل هم اصلاً استفاده نمی شود پس عملاً از چپ 2mm با بالا اسکن می شود و از آرای چپ بار داریم و در پیکسل هم می باشد.

* **اصل این اطلاعات بدست آمده از رستورجی Sinogram** و ضمیمه می شود در این برای یک پیکسل قرار دارد که سطر و ستون projection ها مختلف و ستون آن ها پیکسل های مختلف می باشد.
اعداد داخل این ماتریس از ضرب تصنیف عنصری کنار هم می باشد.
این ماتریس ها از ضرب تصنیفی و طریقت سیستمی قرار می گیرند و چپین ماتریس ها Sinogram می باشد.
لازم به ذکر است که هر چند شیفت (جستجو) یک پیکسل می باشد.



همه قدر سطر و ستون ها تغییر کنند و در projection ها
افزایش یابد resolution نیز تغییر می شود و عمیق تر می شود.
افزایش عمیق تر و با resolution کمتر می شود.
resolution شعاعی: اگر در یک شعاع تغییر می شود.
resolution زاویه ای: اگر در یک زاویه تغییر می شود.
افزایش تعداد سطر و ستون (projection ها) می شود resolution کمتر می باشد و با افزایش تعداد
ستون ها پیکسل ها کمتر می شود resolution شعاعی کمتر می باشد.

$\rightarrow$ resolution $\propto \frac{1}{\lambda}$

size of resolution $\rightarrow$ 6000

[illegible]

قسم اول: CT Herical : یک سری data همان از دست می‌دهیم در صورتی که pitch نیز از دست می‌دهیم

تغییر CT، 3D است و به سبک خاص بر کامپیوتر انجام گرفته و فقط در 3D می‌توان حاصل و مختلف از یکدیگر را به 2D و در نهایت و در مراحل کامپیوتری به 3D تبدیل می‌کنیم

4 position و کاربرد CT قرار می‌گیرد:

Foot $\leftarrow$ FFS

HFP

FFP

4. تشنج طوابعه و کنیه وارد دستگاه معده شود
CT در صورت عدم مواد استفاد قرار می گیرد بر این اساس جنب مواد داخل حرم داخل نشود و این امر با

Voxel $\frac{1}{\Delta x \Delta y \Delta z}$ Pixel $\frac{1}{\Delta x \Delta y}$

در هر یک از مقادیر x و y و z صفر یا یک باشد، و این سه بیت می‌تواند

هر یک از مقادیر $12 \text{ bits} \rightarrow 512 \times 512$

هر کدام 12 bits $\rightarrow 512 \times 512$
یعنی 12 حرف تکرار شده است و هر یک از این 12 با یک صفر منتهی به یک حرف 2 صفت دارد
یعنی 2^{12} یک یعنی 4096 حرف می توانیم ایجاد کنیم

Subject:

پرتوهای موازی parallel

هر اندازه این عدسها بزرگتر باشد پرتوهای موازی بیشتری می‌تابد

پرتو (ray)

پرتوهای پراکنده fan beam

در هر زمان تصویر برداری یک تصویر 2D می‌گیریم project می‌کنند

حالا دستگاه حالت CT اسکن از پرتوهای پراکنده استفاده می‌کنند

بازسازی تصویر: یعنی برعکس کردن و یکپارچه‌سازی تصویر می‌کنند

هر پرتویی هنگام عبور از بافت‌های مختلف یک شکست پرتو یا تغییرات در جهت می‌خورد

back projection: اگر projection حالت صاف تصویر برداری می‌کنیم و با تصویر می‌زنیم از این طریق

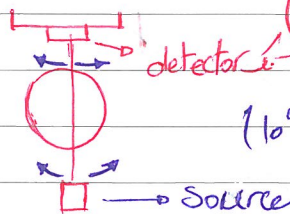
بازسازی تصویر انجام می‌دهیم چرا که این حالت‌ها را با یکدیگر جمع می‌کنیم و در یک تصویر می‌زنیم

در یک علم می‌دانستیم در تصویر با هم جمع می‌شوند چون تمام این‌ها با هم جمع می‌شوند و با یکدیگر جمع می‌شوند

توجه! این‌ها باید در محل دقیق توجه مشخص شود برای آنکه شکل کلی از توجه داشته باشیم و بدانیم که این‌ها

با افزایش تعداد هم جمع می‌شوند و در نهایت به یک تصویر می‌رسیم

نشان اول: (rotate/translate pencil Beam)



(10°)

در این مدل لازم است که منبع و آشکارساز حرکت کنند و هر یک یک دور بزنند

حرکت می‌کنند با 10° بر ثانیه

در این روش منبع و آشکارساز در یک مدار خازن می‌زنند و با هم می‌زنند

هر دو با هم یک اندازه را می‌زنند و در یک مدار خازن می‌زنند و با هم می‌زنند

pencil Beam → پرتوهای موازی

عنوان 2

1. در این روش هم پرتوهای موازی لازم است یعنی در یک مدار خازن می‌زنند

2. در این روش پرتوهای پراکنده لازم است

در این روش این روش را می‌توانیم با یکدیگر جمع می‌کنیم و با یکدیگر جمع می‌کنیم

scatter

نشان دوم: (rotate/translate narrow Fan Beam)

(10°)

تقریباً 30° detector استفاده می‌شود

IDEA

Subject:

دانشگاه خوار detector که از اشعه مرئی است به وسیله یک تیریز 15 برابر گسترش یافته است. جریقی ها scatter از خود جدا می شود و به پرتو pencil Beam است

(rotate/rotate wide Pan Beam) (45°)

دیتا ہے کہ ایک ایسا detector ہے جس کا 800 cm^3 میں

artifact (چهارم): اگر یک صفت در تصویر داشته باشد، اما در این خاصیت
 است که در **detector** خاصیت آن و کار خود را و قوت انجام می‌دهند، یعنی که یک کار 800
 تا از آن و صفت خود هر چه **detector** از کار داشته باشد، یک کار تر باشد، یعنی که **detector** که یک کار و صفت
 صفت که باشد صفت تر باشد است. (از این جا باشد به شکل سوم)

Source of light → (rotate/stationary wide Pan Beam) → detector

خود کارهای این! در سطح جمع و در بالا ادعا رفته و در IT (معمولاً) معرکه است.
مخواب خراب است. هر detector با جوشن کانتیو می شود یعنی زمانیکه منبع می عرضه در جوشن
I همانطور از بین می برد

(Stationary/Stationary electron Beam Scanner) **نیم**
 سرعت تصویر برداری بسیار است. Source و عمق تنظیم است. در هر لحظه یک سیار
 دهنده استرونی داریم و در صورتی که آن هم صفحه‌های فندقی داریم که باعث می‌شود سیار حرکت کند
 منحرف شود و بازتابان مختلف تشکیل می‌دهد و در صورتی که
 هر نیمه از سیار بسیار بسیار گران است. سیار بسیار گران است.

بعضی از اجزای هر یک از ریزش 360° دارد pitch میزند

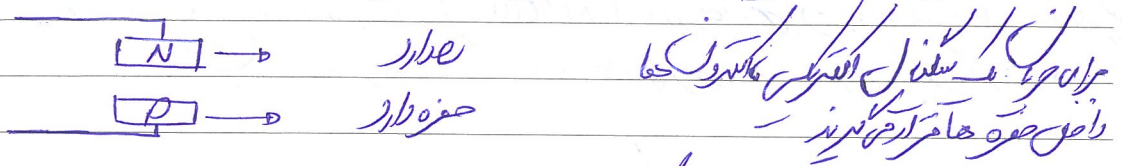
در این شکل یک جایی خاصه از (helical) دور با رادیوس و می باشد
در این تصویر سطحی که در آن 360° دور با رادیوس و می است

مدل خفیه: در این مدل، جابجایی یک قطعه از زمین توسط اسفاله میسر می‌گردد. این مدل برای اندازه‌گیری اسفاله‌ها و تغییرات در آن‌ها استفاده می‌شود. در این مدل، تغییرات در اسفاله‌ها و تغییرات در آن‌ها استفاده می‌شود.

[illegible][illegible]

نیت بر تو جان اطمینان - اما که از یک جای طرح می شود، قسمت اول رنگتو حضور می کند
به نواصی که آشفته است، دارم **active** و نواصی که فلام **مرده** می باشد
هر صفت است و درها را یک تر شوند، صفت مرده کمتر می شود و از هر چند صفت اقرایش می یابد /
رنگتو ها از یک رنگند، پس از یک رنگتو ها به اندک کشش می کشد و اکثر می رود. این رنگتو ها
آشفته است، نشان بر آن نوتون ها با بار و اما صفت باید بر است زیرا اگر در است، صفت می رود و از
شوند **septa** ها؟ این بر تو جان صفت می کشد و رنگتو ها را شیب صفت می کشد /
از شیب چه نام؟ عبارت آشفته، رنگتو ها، آشفته **IDEA** / کشش از شیب **source** و **det** نام هر صفت

2. اسکنر چیست؟ (scintillator) photo detector (نور مرئی) ماده‌ای است از مواد معدنی که با تابش اشعه ایکس، پرتوهای گاما، نور مرئی یا نور مادون قرمز را به پالس الکتریکی تبدیل می‌کند.



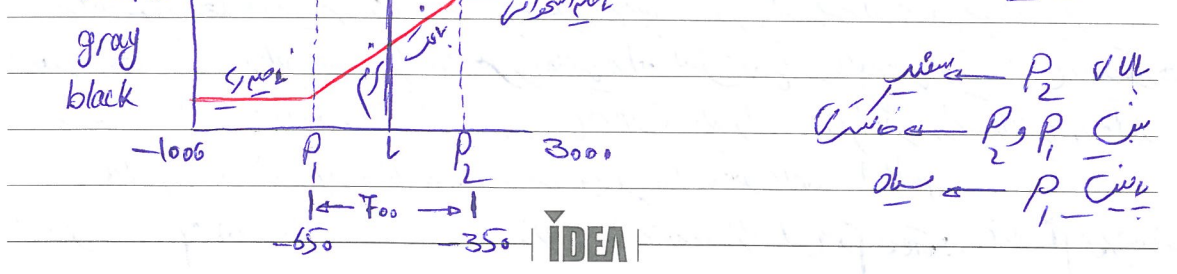
3. back projection: برای آنکه تصویری حاصل از یک شیء از طریق back projection به دست آید، باید از یک فیلتر back projection استفاده کنیم. فیلتر back projection: فیلتر است که به کمک آن می‌توانیم تصویر را با وضوح بیشتری ببینیم.

انواع فیلترها: 1. فیلتر با وضوح بالا (high resolution filter) 2. فیلتر با وضوح پایین (low resolution filter) 3. فیلتر با وضوح متوسط (medium resolution filter) 4. فیلتر با وضوح بسیار پایین (very low resolution filter)

5. Hamming: به کمک این فیلتر می‌توانیم نویز را حذف کنیم و وضوح تصویر را افزایش دهیم.

6. Shepp Logan: این فیلتر برای حذف نویز و افزایش وضوح تصویر استفاده می‌شود. 7. Lack: این فیلتر برای حذف نویز و افزایش وضوح تصویر استفاده می‌شود. 8. Noise: نویز به پالس‌های اضافی گفته می‌شود که در تصویر ایجاد می‌کند و وضوح را کاهش می‌دهد.

9. CT number: این عدد برای اندازه‌گیری تراکم یک ماده در تصویر CT استفاده می‌شود. 10. Resolution: وضوح به توانایی سیستم در تمایز بین دو نقطه مجاور گفته می‌شود. 11. Contrast: کنتراست به تفاوت بین سطوح روشن و تاریک در تصویر گفته می‌شود.



در اینجا به بررسی نسبت تصویر به اشیاء می‌پردازیم. در اینجا به بررسی نسبت $Resolution$ و $Contrast$ می‌پردازیم.
 معیارهای ارزیابی: $Resolution$ (نسبت تصویر به اشیاء) و $Contrast$ (تفاوت در شدت سیگنال)

1. mAs

2. فیلترها

3. ...

1. detector pitch

2. اندازه سنسور detector

3. تعداد view ها

4. تعداد پیکسلها

5. فوکال اسپت focal spot

6. magnification

7. ضخامت slice

8. سرعت اسکن (تعداد اسکن در واحد زمان)

9. helical pitch

10. reconstruction

11. سرعت پیکسل

12. ماتریس pixel

13. فیلترها

* انواع خطاها (Artifacts) در CT

1. ring Artifact

2. Beam Hardening Artifact

3. motion Artifact

4. partial volume Artifact (حجم جزئی)

(تفاوت در میان دو حجم مختلف - مجموع خطاها)

در تصویربرداری پزشکی به بیمار می‌دهیم و می‌خواهیم اثرات را در آن
 اول به نسبت جذب شده انداخته می‌شود که در آن به این صورت
 تصحیف کاهش یافته این به Beam hardening می‌گویند

« MRI »

در MRI بدن بیمار را در یک میدان مغناطیسی قرار می‌دهیم و می‌خواهیم فرکانس فرستاده می‌شود این
 موج منعکس می‌شود و به بیمار از طریق سگنال منعکس می‌گردد این سگنال تصویر برداری می‌کنیم

ان میں صرف خور و رجا (word) (PDF)

صفت ابدار → مقدار روشن کے واسطے ابدار
صفت عزائت → 7 عدد کے واسطے ابدار

حرکت precession: حرکت که در دورانی عمیق به دور خودش می‌چرخد (مانند لایمور) $\omega_B = \omega_0$ → فرکانس ایکایر شده

1. 1.1.1

هر صفتی که در این کتاب ذکر شده است در هر یک از این اقسام است
در این کتاب اقسامی از صفات ذکر شده است که در این اقسام است (۴)

در این حالت ϵ به ϵ_0 تغییر می‌دهد (۴)
حال به فرکانس ω یا f این فرکانس توسط ϵ و μ تعیین می‌شود و این فرکانس را می‌توان
از این اجزای جدیده ϵ و μ به دست آورد. ϵ و μ را می‌توان به دست آورد و این فرکانس را می‌توان
به کمک ϵ و μ به دست آورد. ϵ و μ را می‌توان به دست آورد و این فرکانس را می‌توان
از این فرکانس ω یا f به دست آورد.

انرژی من آن چهار دیوعل شود
 بر توین خاصیت خم فایز ای ادر بسته دهنی اش بر قدر را در استا و یان تقویت می کنند بعضی ها در این RF
 خفته طمس ای کار شده طولی خاصیت می آید و عرض اثرش می آید

قسمت MRI: دماغ و استخوان و رگها و ...
word: دماغ و استخوان و رگها و ...
قسمت MRI: دماغ و استخوان و رگها و ...
word: دماغ و استخوان و رگها و ...

Spin اور انتظامیہ 180° سے

Inversion اگرچہ ابتدائیں 180° میں ہو لیکن
ابتدائیں اگرچہ کم ہیں 30° سے لے کر 90° تک
میں آتے ہیں اس کے دوران تصویر بالکل کا عکس نہیں ہوتا

Spin echo $\rightarrow$ انسانی پس ۱۸۰ درجہ

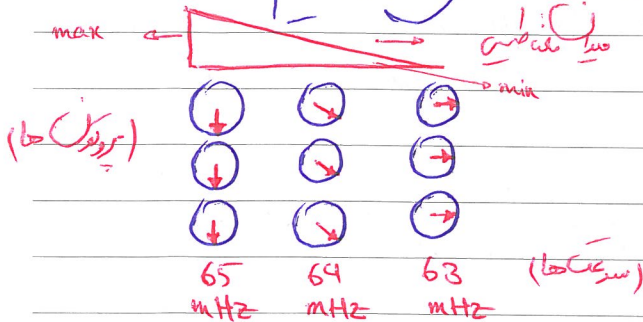
Inversion che 180° انیس یالس 90° مرهم

اگر ایست الکترولیم نیم قطره 30°C نیم ساعت استیل کا حشمت مراد وانی علی ایست اولس رکولون نقان
قصیر کار کا حشمت مراد

* شب تیران اجوان ماضی کو یاد کرتی ہے

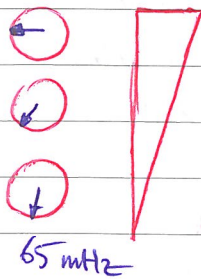
شیب سوراخ و کندی در فضاها slice باعث می‌شود
 بهر روشی که باشد و ثابت بماند و به هر طریقی که باشد slice باعث می‌شود
 و ثابت انداختن هم بماند و ثابت slice می‌ماند و ثابت انداختن هم بماند

Frequency Encoding: در راستای یک coil که با اعلی می‌شود



هر چه میدان مغناطیسی قوی‌تر باشد سرعت
 حرکت بر روی آن که کمتر است و هر چه
 حرکت کند و هر چه کمتر است و هر چه

Phase Encoding: در راستای یک coil که با اعلی می‌شود



در این حالت سرعت حرکت که ثابت
 است و در این Frequency encoding
 پس هم فاصله فاصله و هم فاصله فاصله

nuclear → NMR
 magnetic ↓

تفاوت NMR و MRI: در MRI ما به هر روشی که می‌توانیم
 به هر روشی که می‌توانیم به هر روشی که می‌توانیم به هر روشی که می‌توانیم
 به هر روشی که می‌توانیم به هر روشی که می‌توانیم به هر روشی که می‌توانیم

مزایای MRI:

1. تصویربرداری از بافت نرم به طرز دقیق
2. از توده‌ها و تومورها در تصویربرداری استفاده می‌کنند

Subject:

Subject:	Spin	فرکانس (هرتز)	نسبت مغناطیسی	نسبت تونج	نسبت حساسیت
^1H	$\frac{1}{2}$	99.98	2.9	100%	(1) max
^{16}O	0	99.9	0	5%	0
^{17}O	$\frac{5}{2}$	0.104	1.89	5%	9×10^{-6}
^{19}F	$\frac{1}{2}$	100	2.63	9×10^{-6}	3×10^{-8}

* نسبت حساسیت بهترین ماده برای این کار منگنیز

هر چه میدان خاص تر باشد به جابجایی precision نیز به افزایش می رسد

مغناطیس شدن طولی $M_z \rightarrow$ (رو به بالا و پایین)
مغناطیس شدن عرضی $M_{xy} \rightarrow$ (چرخش است)

برای هر قسمت از بدن coil مخصوص خود را میزنیم و فرکانس پالس RF بر روی آن میزنیم که از دست بیرون آید و باقی مانده پالس انتقال می دهد

هر چه پالس RF ضعیف تر باشد به اندازه کمتر کار می کند
هر چه پالس RF قوی تر باشد به اندازه بیشتر کار می کند
نسبت پالس RF $\rightarrow$ نسبت پالس RF

excitation: هنگامی که مغناطیس شدن طولی به مغناطیس شدن عرضی افزایش می یابد
relaxation: هنگامی که مغناطیس شدن عرضی به مغناطیس شدن طولی کاهش می یابد

Flip Angel: مقدار زاویه که پالس RF (عرضی 90° و 180°) بر روی آن میزنیم

در حالت excitation بر روی آن میزنیم $\uparrow$ تبدیل به $\rightarrow$ می شود (پالس RF 90°)
در حالت relaxation بر روی آن میزنیم $\uparrow$ می شود (پالس RF 180°)

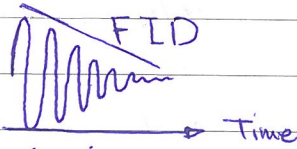
Spin-Spin Interaction: بین دو spin اثر می گذارد و باعث می شود نسبت مغناطیس شدن عرضی

لازم می آید
coil آن ها را میزنیم و در حالت relaxation تبدیل به پالس RF میزنیم

Subject:

Induction

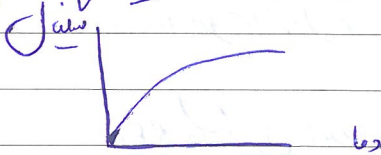
Free $\xleftarrow{\uparrow}$ **FID** $\xrightarrow{\downarrow}$ decay



ناشی از این است که برضای پروتون ها سرعت شتری نسبت به نقطه بدام کردن این عامل سبب می شود
بلکه با ضربه شدن و شرمخ فایز از این پروتون ها به تدریج حرکت می کنند و نقطه ای می رسند که فضا صلی قوی تر از
در آنست می کنند

T_2 دو عامل سبب دارد: 1. فضا صلی سببی محلی (کل بابت ها)
2. ناهمگونی میدان فضا صلی خارجی

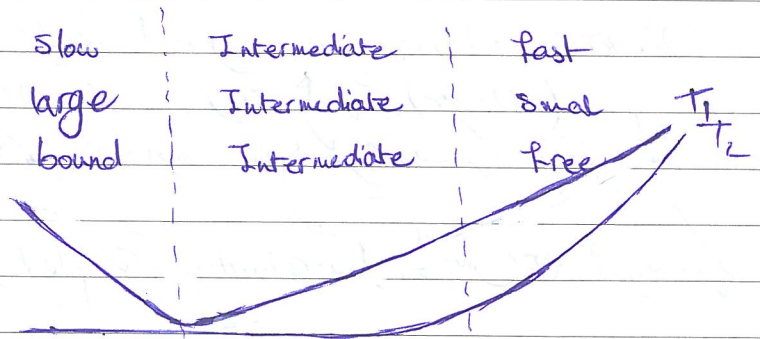
حال ما به خواص عامل T_2 بپردازیم. ششم از این خواص حالت (فاز پروتون) حلال که در وقت حلال است
سبب ششم سین است 180 درجه این کار باعث می شود عامل T_2 حذف شود
($T_2 > T_2^*$) فقط تاثیر از فضا صلی سببی حلال می آید پس اصل شتری می شود تا از هم خارج شوند
 T_2^* زمان در وقت (relaxation)



T_1 Spin lattice (شماره)

Spin حالت که در وقت آنست می آید قرار دارند در فضا که به دلیل تبدیل می شوند انرژی خود را به شکلی اطراف خود
می دهند در محله که آب قرار دارند انرژی را به راحتی می توانند دریافت کنند پس T_1 (اصل) شتری طول
می کشد (مجموعه $T_1 > T_2$)
 T_1 می آید فضا صلی سببی را در آنرا

حرکت مولکولی



IDEA

CFS - جامع نقشه‌ها

Subject:

انواع تصویرها در MRI
proton density

T₁ 2

T₂ 3

چند ماه تصویر حرکت از آنها می‌گیریم انحراف در تصویر را حس می‌کنیم اما حس می‌کنیم است
بافت استخوانی Contrast کمتر است بافت‌ها را دیگر دارد زیرا بافت‌ها را در کنار هم دارد
تصویر T₁ برای تشخیص بافت‌ها خوب است زیرا بافت‌ها را خوب می‌بیند اما خون می‌باید این جامع
بزرگ‌ترین پارامتر T₂ برای تشخیص

تغییر در T₂ می‌تواند تغییر در T₂ نیز حس می‌کند

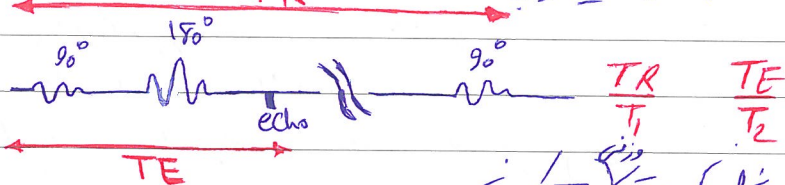
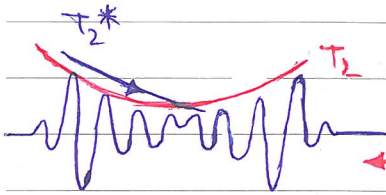
Spin Echo به وسیله شوخ می‌شود و در relaxation کار می‌کند و در بین صحت هم فیزیکی می‌بیند و زمان می‌گیرد در حالت
توسط coil می‌خواند شده سینک گرفته شده با انداز و در T₂ echo دریافت می‌شود (بعد از آن هم می‌خواند)

time of echo - TE

فاصله زمانی در حالت 90° تا 180° از می‌دهد و در بین آن‌ها دریافت می‌شود

time of repetition - TR

فاصله زمانی بین هر دو حالت 90°



بزرگ‌ترین TR تصویر T₁ کم می‌شود

بزرگ‌ترین TE تصویر T₂ کم می‌شود

وقتی TR کم باشد تفاوت بین بافت‌ها کم می‌شود و در بین و در بین و استخوانی خاص واضح است و Contrast کمتر می‌گردد

برای آنکه T₂ را کمتر کنیم TE کم می‌کنیم

و برای آنکه T₁ را کمتر کنیم TR کم می‌کنیم و هم چنین TE کم می‌کنیم

TR کم می‌شود تفاوت بین آنها کم می‌شود

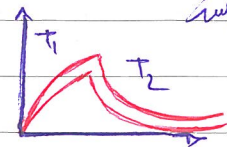
اثر T₂ کم می‌شود تفاوت بین آنها کم می‌شود

TR کوتاه و TE کوتاه - تصویر T₁

TR بلند و TE بلند - تصویر T₂

TR بلند و TE کوتاه - تصویر proton density

TR کوتاه و TE بلند - تصویر T₂ (IDEA)



تصویرهای مختلف را می‌تواند بگیرد

Subject:

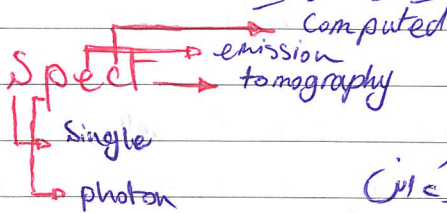
MRA: Magnetic Resonance Angiography
در این مدل تصویربرداری چون یک هاست سنسور بسیار حساس است، باعث است که دارنده می توانیم آنجا را

Functional MRI: Functional MRI

Functional MRI: Functional MRI

Functional MRI

این تکنیک در این زمینه ها کاربرد دارد: Functional MRI
این تکنیک در این زمینه ها کاربرد دارد: Functional MRI



«حسب دهم»

در این دستگاه ها یک رادیو دارو به بدن بیمار تزریق می شود و این رادیو دارو ها با وجود تشعشع های یونیزان می شوند

این گاما camera همان سنسور است که در این توزیع رادیو دارو در بدن بیمار است و می شود

Computed: محاسبات کامپیوتری برای تبدیل تصاویر 2D به 3D

Single photon: در spect رادیو دارو ها با استفاده از سنسورهای خاص

هدف از تصویربرداری در CT خاص است و تصویربرداری در spect خاص است و در spect خاص است

washing: هنگامی که رادیو دارو به بدن بیمار تزریق می شود مقدار زیادی از آن در رادیو دارو باقی می ماند

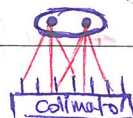
wash out: بعد از انجام تصویربرداری و تشخیص نوزادان و کودکان رادیو دارو ها به اندام های دیگر می شود و در رادیو دارو باقی می ماند

در spect ها رادیو دارو ها را در بدن بیمار می زنند و از این طریق می توانیم آنجا را

transmission: در این مدل منبع و سنسور در دو طرف قرار دارند

planar

emission: در این مدل source در بدن بیمار است



IDEA

در جهت (فوم) باید از collimator استفاده شود زیرا باعث می شود فقط اشعه ها مستقیم و از توره مسافت
میشود و جذب کند و اشعه ها که جذب را در جهت اشعه ها از دایره مختلف جذب می شوند

مراحل Spect

۱. تنظیم رادیو دارو ۲. توزیع رادیو دارو ۳. قرار دادن Gamma camera ۴. 2D و 3D ۵. ثبت تصویر

رادیو دارو ها و مختلف Spect

مکانیزم در ترین رادیو دارو مورد استفاده ^{99m}Tc (تکنسیم) می باشد زیرا قابلیت ماندن در بافتها و در رگها دارد
اما از مواد فلزی X برای تصویر برداری استفاده می شود زیرا جذب اشعه است
TI جذب طبیعی در قلب دارد پس برای تصویر برداری از قلب استفاده می شود
I جذب طبیعی در ریه و کبد دارد پس برای تصویر برداری از ریه و کبد استفاده می شود

۴. دستور Spect باید تمام انرژی ها که می باشد زیر ۱۰۰ keV را در انواع مواد را در آن
حالت طول عمر این رادیو دارو ها که نیمه است بین ۶ تا ۲۴ ساعت می باشد این رادیو دارو ها که هرگز تصویر برداری
داشته باشیم ولی در روزها آن آخر نیمه عمر این تصویر برداری نیز افزایش می دهد زیرا نسبت رادیو دارو کاهش یافته است

Gamma camera: ۱. از collimator ۲. یک صفحه آلوده کننده که collimator در آن قرار دارد

که این صفحه آلوده کننده گسیل کننده Santilator می باشد (در صورت استفاده X) Santilator
۳. Light guide ۴. Computer (پردازش) ۵. monitor (نمایش داده ها)

انواع collimator ها: ۱. موازی ۲. مربع ۳. شش ۴. شش ضلعی (لانه زنبوری)

لانه زنبوری که در شکل collimator ها است و بافتنه و فیل این شکل خاصتر از بقیه حالت ها است

ارتفع collimator: هدف از استفاده collimator ها در Spect این است که contrast است و در رادیو دارو هدف
میزن بر روی scatter

در collimator ها CT: ارتفع، ضخامت و فاصله از صفحه Septa مهم بود.

انرژی کم، ضخامت بالا، فاصله از صفحه Septa پایین، ارتفع پایین

Subject:

صفت‌ها مختلف قرار دارند Septa ها برزلی collimator صاف

parallel

Septa موازی، اندازه‌شده با اندازه یکسختی برابر



از دو collimator است که هر دو فقط یک نقطه دارند و در یک خط هستند. به یکسختی می‌شود و در این صفت تصویر از اشیاء بزرگتر است و به صورت آن تصویر یکسختی تبدیل می‌شود.

Image



pin hole

(تبدیل)

object

converging

Septa خنجر: تصویر از اشیاء بزرگتر است. برای اشیاء خیلی نزدیک، تصویر کوچک هسته است و می‌شود.



Diverging

Septa واگرا: تصویر از اشیاء کوچکتر است (کوچک‌تر)

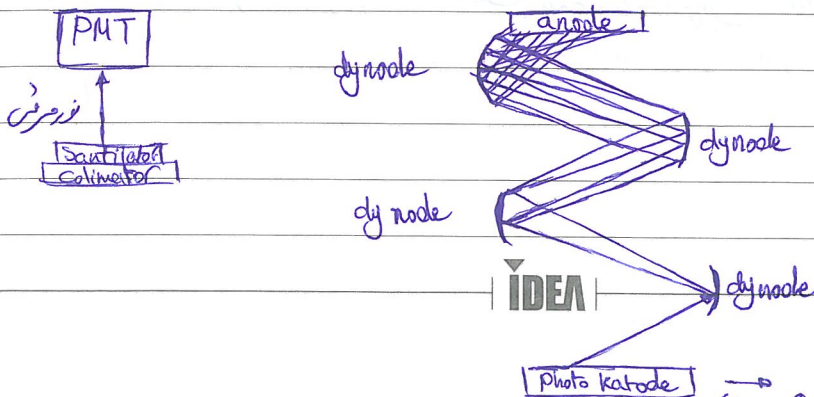


تبدیل از صفت 1 است و می‌شود /
به بدنه فوتو کاتودیک: فوتون تبدیل به الکترون می‌شود

انواع کریستال‌های رایج: NaI, BaF, CsF, BGO

PMT تیوب‌ها: نقش تعویض شده دارند. در این تیوب‌ها صفت سه فرکانس دارد: dynode،
2 به بالا دارند و هر صفت dynode فوتون‌ها را 2^2 برابر می‌کند. اگر 10 صفت dynode داشته باشیم، تعداد فوتون‌ها 2^{10} برابر می‌شود.

در صفت 2 انتقال به بدنه فوتو کاتودیک با یک جریانی پایین یونان انرژی‌ها و به بدنه 2



در این صفت فوتون نور تولید می‌شود
به بدنه فوتو کاتودیک تبدیل به الکترون می‌شود

انواع Spect:

1. Static Spect

2. Dynamic Spect (120°) - 180°

3. 2D Spect (180°)

4. 3D Spect (180°) - 180°

5. 3D Spect (180°) - 180°

6. 3D Spect (180°) - 180°

Image recture reconst

1. (2D) planner
2. planner dynamic (3D) spect Imaging
3. (3D) spect Imaging

4. Crated spect Imaging
5. 3D spect Imaging

Imaging (3D) - 3D spect Imaging

6. 3D spect Imaging (3D) - 3D spect Imaging

7. 3D spect Imaging (3D) - 3D spect Imaging

8. 3D spect Imaging (3D) - 3D spect Imaging

1	2	→ 3
3	4	→ 7

2.5	2.5	→ 5
2.5	2.5	→ 5

$$C11 = (3-5)/2 + (4-5)/2 = -2/2 - 1/2 = -1.5$$

$$C12 = (3-5)/2 + (6-5)/2 = -2/2 + 1/2 = -0.5$$

Subject:

یک تصویر از بدن می‌توانیم از آن استفاده کنیم تا بتوانیم به تصویر واضحی برسیم
و در این روش زمان زیادی را صرف می‌کنیم

Spect/CT

فیزیولوژی: اینها تصاویر functional و anatomical را می‌دهد

MRI: اینها تصاویر شیمیایی هستند

Coil ← x y z
در مدارهای مغناطیسی
سخت

1. Coil ها را می‌توانیم به صورت عمودی
2. یا به صورت افقی

برای تشخیص کردن این سگمنت از یکدیگر جدا می‌شوند

از هر شش قسم دو سگمنت Coil و دو مدار از آن در هر نقطه حرکت می‌کنند
که به Coil برای یک سگمنت مغناطیسی می‌گویند

Slice select encoding: هر یک از موج RF هم جهت می‌شود
که از آنجا که هم جهت می‌شود

یک خط از آنجا که موج ها را درونی در داخل Faraday Cage می‌گذارند

در MRI ها: 1. Slice ای که می‌خواهیم از آن تصویر برداریم به انتخاب می‌کنیم
2. هر Slice یک سگمنت است که در آنجا که می‌خواهیم
در تصاویر transversal

z → SSGr

x sagittal

y → PEGr

y coronal

x → FEGr

z transversal

slice selecting Gradient: سگمنت ها را می‌توانیم به صورت عمودی یا افقی برداریم
سطح ها را می‌توانیم به صورت عمودی یا افقی برداریم
Frequency encoding gradient

نویسندگان: اینها تصاویر را در آنجا که می‌خواهیم به صورت عمودی یا افقی برداریم
در سگمنت ها: اینها تصاویر را در آنجا که می‌خواهیم به صورت عمودی یا افقی برداریم
IDEA: اینها تصاویر را در آنجا که می‌خواهیم به صورت عمودی یا افقی برداریم
یک سگمنت

Kaspace, Spectroscopy, origination, CT, data

~~در سنو اسنیم~~ فوریت معلوم است که هر یک از این دو در کاسپاس فوریت معلوم است و در حدی که می بینیم

Kaspace یک فضای فضا است
فرکانس ها و هر چه فضا است
نمی آید از فضا است

روش های مختلف برای برآورد $\sigma^2_{Kaspare}$:

۱- روش حضوریت: همان گستره دانشی است.

2. نوشتن سطر به سطر کد را با حالت زیر: در این روش ابتدا توسط phase encoding سطر به سطر مشخص می شود

سبب توسعه Frequency encoding و حالت دقیق تر شود
(روش دوم دقیق تر است)

علاجی انشی کو احم تصویر کے تابع سنیں گے اور ہم انشہر حال میاں دھندلے اسٹار کے منہ سے تصویر کے بدلے میں

مگر میری اراضی قصور کی بدلا اس کی مدت کا فوری معاہدہ

* فرغانہ جاہ ایسک طیب تصویر افغانی مرہند و ضعیف تصویر فرغانی جاہ افغانی دارہ مرہند

فهرست مکتوبان (مکتوبات از نصیر و نصیر به حاج امام رضا)

② نکتہ مختصر :

۱۲) نقشه گسترده
اختلاف از cospace (فضای کاسپاس) (فضای مفاهیم از تصویرسازی)

2. هزینه آنسور MRI جانداران معنویات کام اطلاعات kaspace است

حاشیه که تصویر نشان دهنده نور است. مرکز تصویر نشان دهنده (صده) صد تصویر است. نور

noise در کلاس هر فصل از کتاب خوانده شد.

Artifacts in MRI

1. Motion artifact

2. Partial volume artifact

3. Aliasing artifact

4. Gibbs artifact

5. Chemical shift artifact

6. T2 relaxation artifact

7. Aliasing artifact

8. Gibbs artifact

PET

9. PET

Subject:

2- اندازه گیری الکترون: در این روش پروتون یک الکترون از یک اتم را می‌گیرد

$$p^+ + e^- \rightarrow n + \gamma$$

 سرعت حرکت ضعیف می‌کنند
 آنس نوک می‌زنند

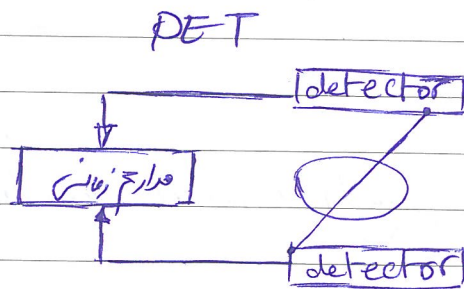
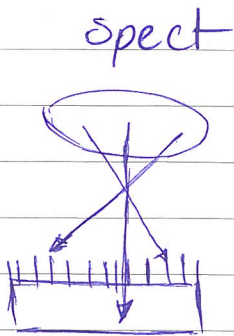
برای اندازه گیری PET: ^{13}C ، ^{15}O ، ^{18}F ... استفاده می‌کنند

نوعی که کوتاه دارند. معمولاً از غده هیپوفیز استفاده می‌کنند

رومانتور حجم در هر ثانیه اندازه گیری می‌کنند
 B^+ branching Fraction 2 (بیشتر B^+)
 مقدار تولید B^+ انرژی اولیه بین 1 تا 10 MeV است. این انرژی به دو فرآیند تبدیل می‌شود: تابش یونیزان و تابش حرارتی. تابش یونیزان می‌تواند به دو روش اندازه گیری شود: با استفاده از یک شمارنده یونیزان یا با استفاده از یک شمارنده سیاه. تابش حرارتی می‌تواند به دو روش اندازه گیری شود: با استفاده از یک ترموپل یا با استفاده از یک ترمومتر. تابش یونیزان می‌تواند به دو روش اندازه گیری شود: با استفاده از یک شمارنده یونیزان یا با استفاده از یک شمارنده سیاه. تابش حرارتی می‌تواند به دو روش اندازه گیری شود: با استفاده از یک ترموپل یا با استفاده از یک ترمومتر.

این فرآیند تابش یونیزان به دو روش اندازه گیری می‌شود: با استفاده از یک شمارنده یونیزان یا با استفاده از یک شمارنده سیاه. تابش حرارتی می‌تواند به دو روش اندازه گیری شود: با استفاده از یک ترموپل یا با استفاده از یک ترمومتر.

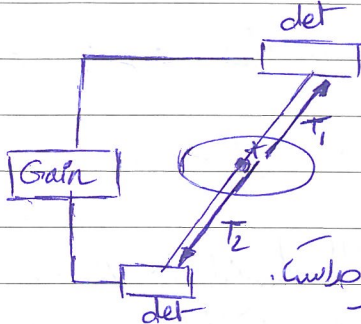
در PET ما یک Colimator داریم و در Spect ما یک Colimator داریم. در Spect ما یک Colimator داریم و در PET ما یک Colimator داریم.



Subject:

3- نحوه فوکل های نابود زوج Stalker اثری دارند سیستم نابود
ما از تمام رادار و اسفاده می کنیم تنها خوب است که detector ها را مجبور باشند برای اثر Stalker

تحقیق محل رقیب ماده رادار و زوج
Time of flight - (زمان پرواز)



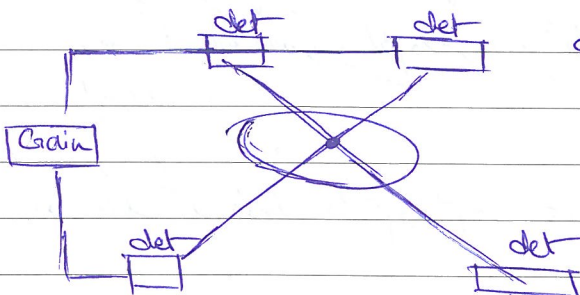
است + زمان پرواز هر یک از detector ها

100 m → رادار روشن می شود و detector ها را افزون می دارند حد است.

10-12 m → رادار روشن می شود detector ها را افزون می دارند حد است.

این روش یک روش ساده و سریع است و محدودیت آن این است که برای این کار باید یک سیستم
در حالت انجام این کار و سطح سیستم فوکل با یک رادار است و در این روش نیز باید یک سیستم
نابود می شود و در حالت انجام این کار و سطح سیستم فوکل با یک رادار است و در این روش نیز باید یک سیستم

2- computed tomography



از دو detector را در اسفاده می کنیم از آن ها
برای سنجش و در حالت نقطه وجود
آن روشی که محل رقیب ماده رادار و اسفاده می کنیم

2- خطی اصلی

1- مورد موردی که Error باشد که در مورد رادار و اسفاده می کنیم از آن ها
اگر در روش موردی که در مورد رادار و اسفاده می کنیم از آن ها
با فوکل اثری رادار و اسفاده می کنیم از آن ها
nonlinearity (خطی نبودن) 2