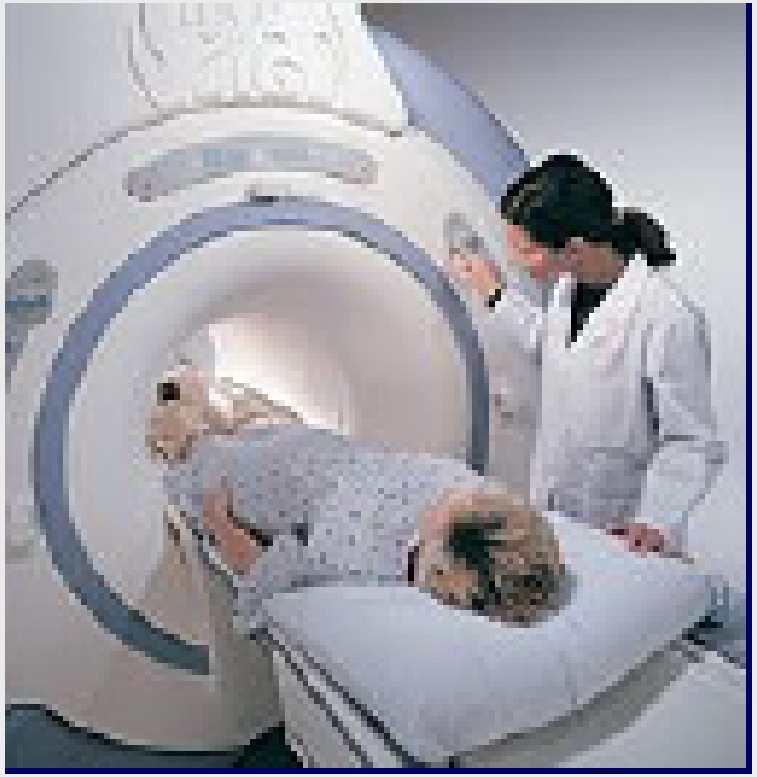
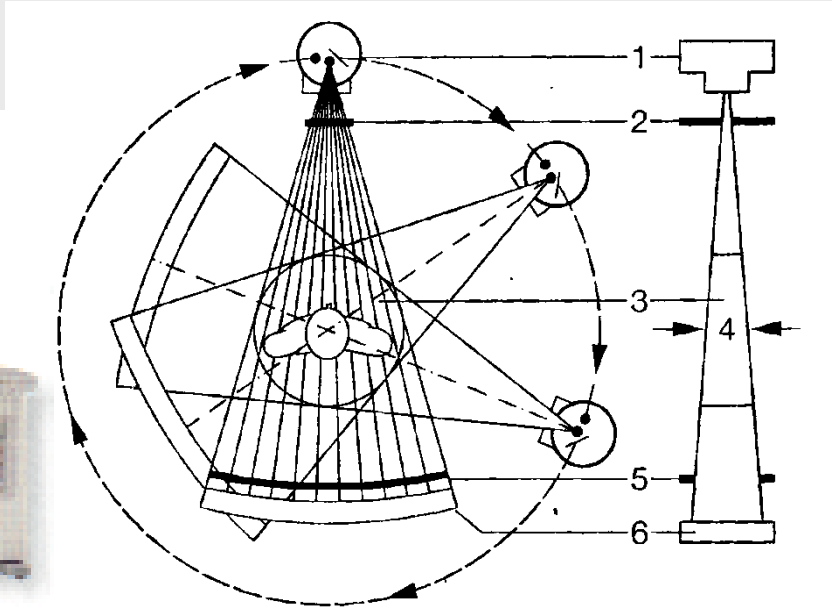
اصول کار دستگاههای سی تی اسکن



CT SCAN BASIC PRINCIPLE

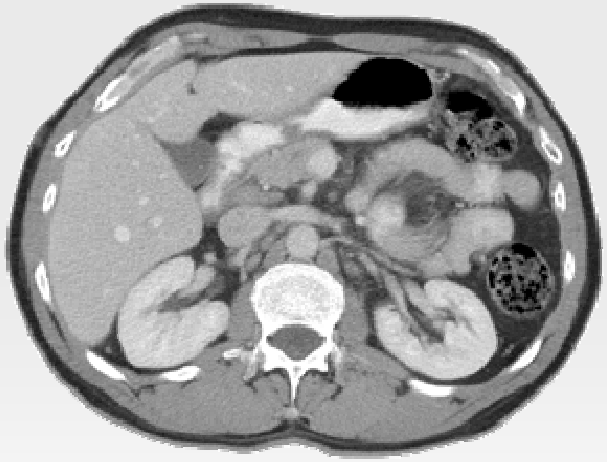
مقدمه

- توموگرافی کامپیوتری(CT) از تاریخ ۱۹۷۲ تحولی جدید در تصویر برداری با کیفیت بالا بوجود آورده است.



آشنائی با توموگرافی کامپیوتری

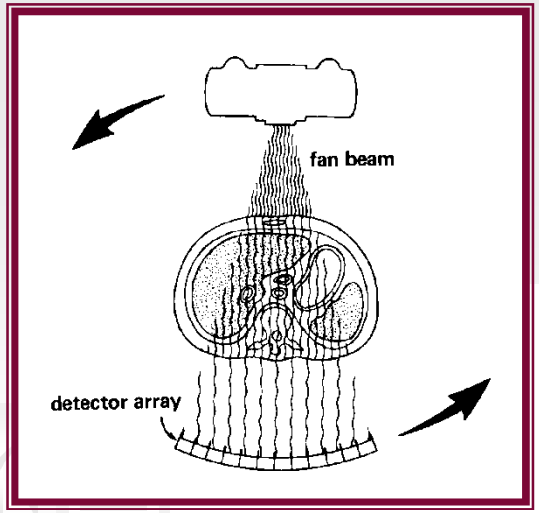
- **Tomography** از ترکیب دو کلمه یونانی Tomos بمعنای برش (slice، سطح مقطع) و graphe بمعنی نمایش (کشیدن) گرفته شده است.
- در CT، سطح مقطع اندام برش داده شده تصویر میشود (شبیه سطح مقطع برش های نان).



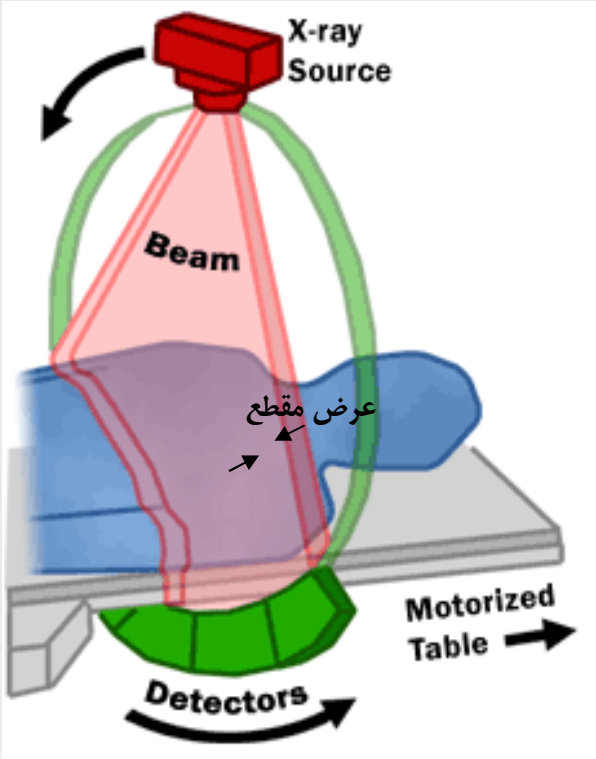
تصویر برش شکم که توسط CT تهیه شده است

آشنائی با توموگرافی کامپیوتری

- در دستگاههای سی تی اسکن، بیمار از تونلی که در مرکز سیستم تصویر برداری وجود دارد، عبور داده می شود.
- هم زمان با عبور بیمار از تونل، منبع ایکس دور بیمار با سرعت حدود یک دور در ثانیه می چرخد و اشعه ایکس را بصورت fan شکل با عرض 1mm تا 10mm به بدن بیمار می تاباند.

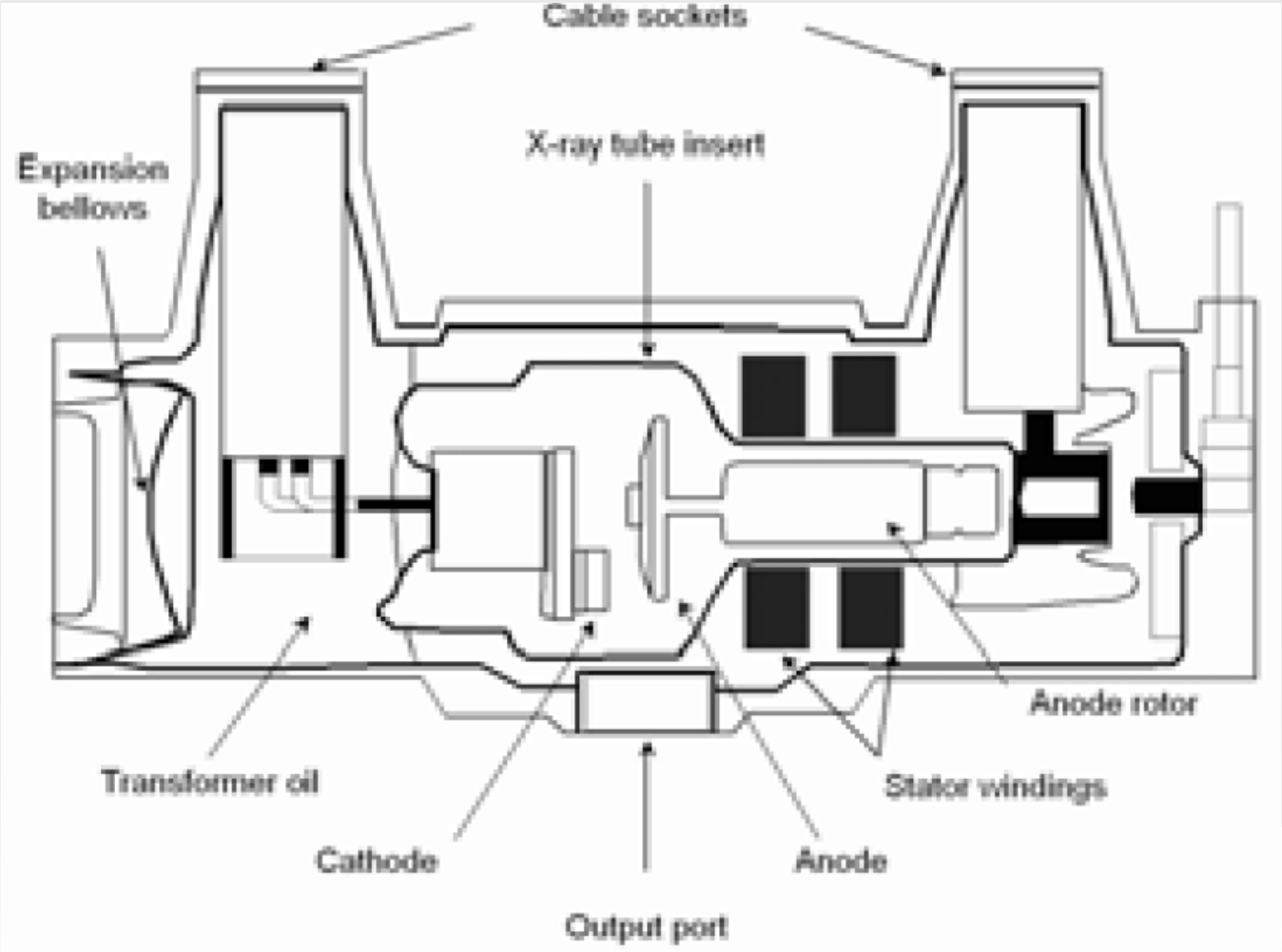


آشنائی با توموگرافی کامپیوتری

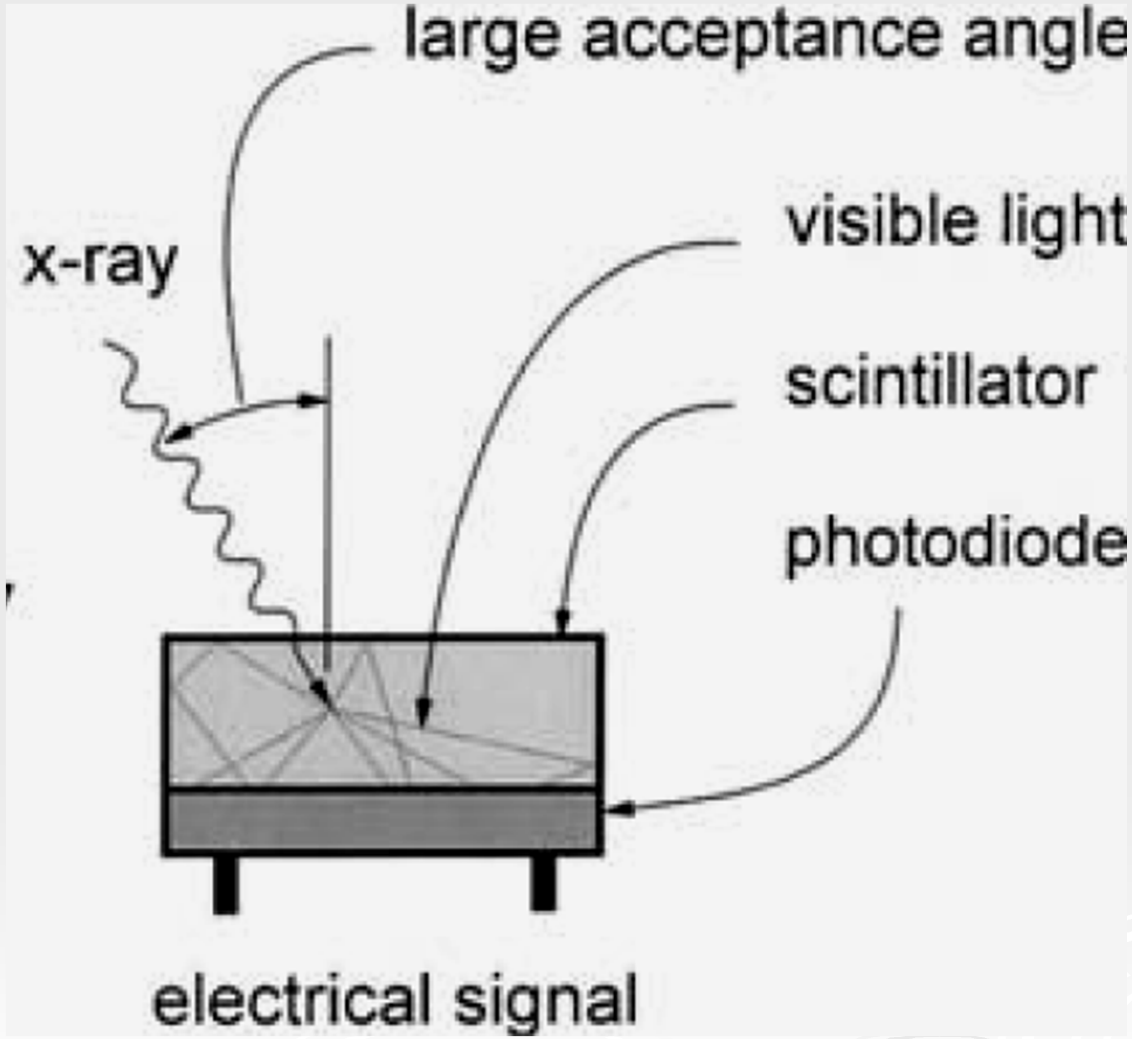


- جهت و شدت پرتوهای عبوری از بیمار، توسط دتکتورهائیکه روبروی منبع ایکس قرار دارند، ثبت می شود.
- خروجی دتکتور ها در کامپیوتر پردازش و تصویر مقطع محل عبور اشعه، روی مونیتور مشاهده می شود.
- برحسب نوع آزمایش، ممکن است تیوب ۱۰ تا ۵۰ بار دور بیمار بچرخد و در هر چرخش تصویر یک مقطع بدست آید.
- میتوان به بیمار ماده حاجب تزریق کرد تا ساختار عروق بهتر دیده شود.

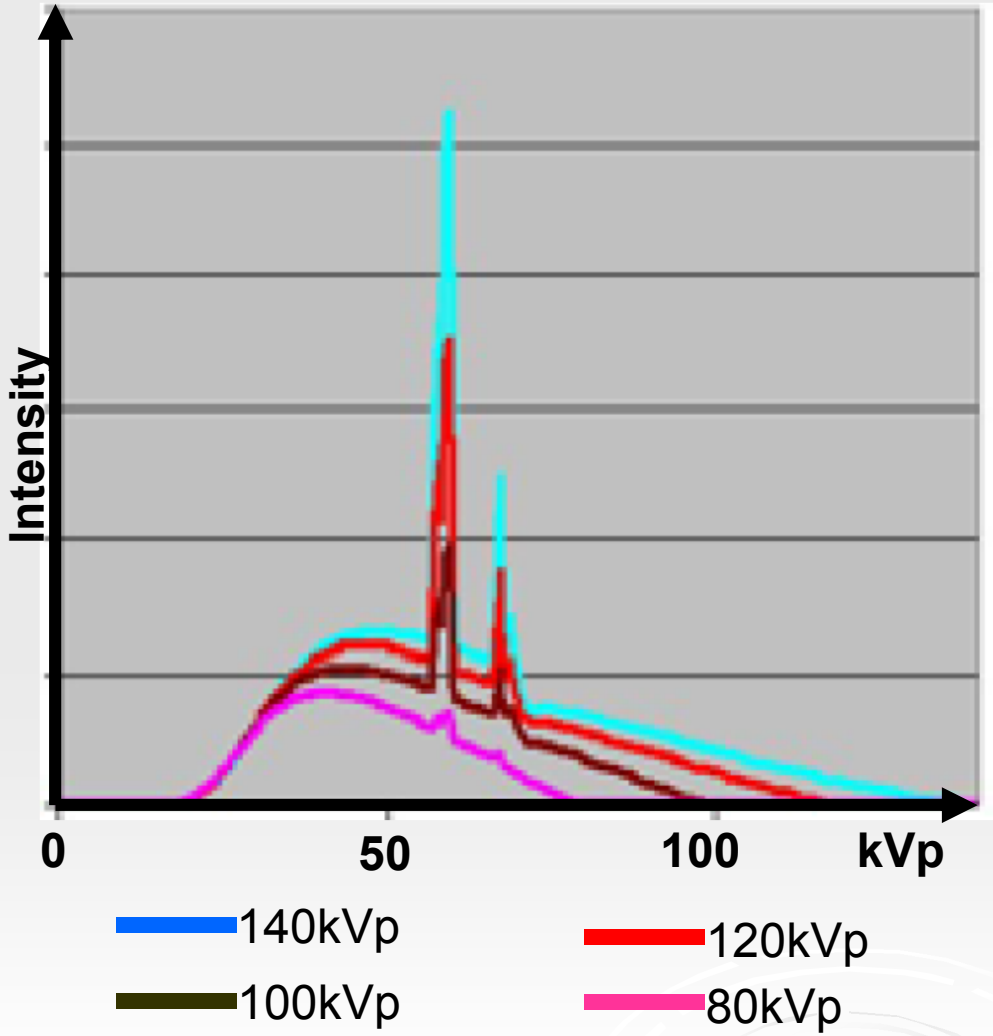
ساختمان تیوب CT



دتکتور


large acceptance angle
visible light
x-ray
scintillator
photodiode
electrical signal

X-ray Beam Characteristics



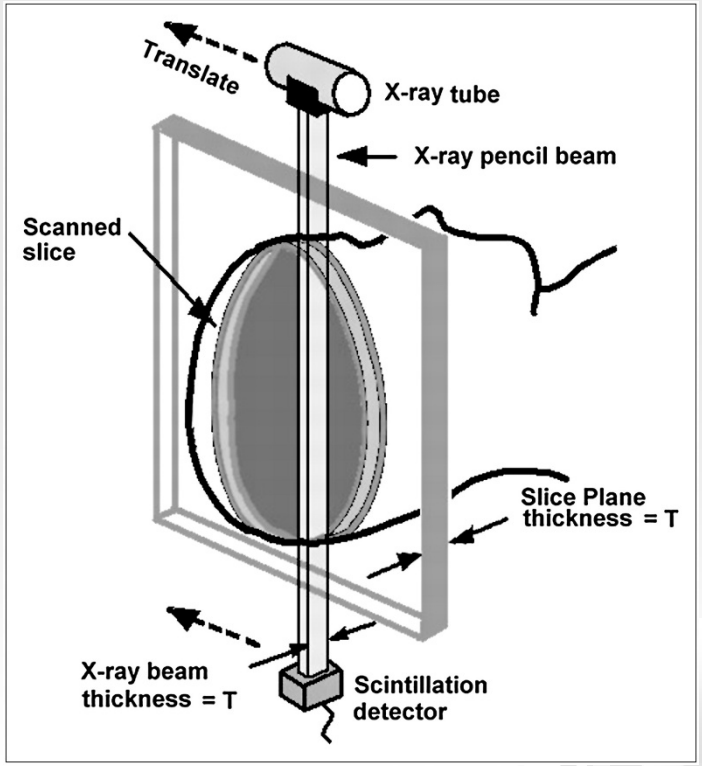
1. طیف اشعه ایکس :
   - اشعه ایکس ترمزی
   - اشعه ایکس مشخصه
2. حداکثر انرژی فوتون به kVp بستگی دارد.
3. حداقل انرژی فوتون ها به فیلتراسیون بستگی دارد.

نسلهای CT

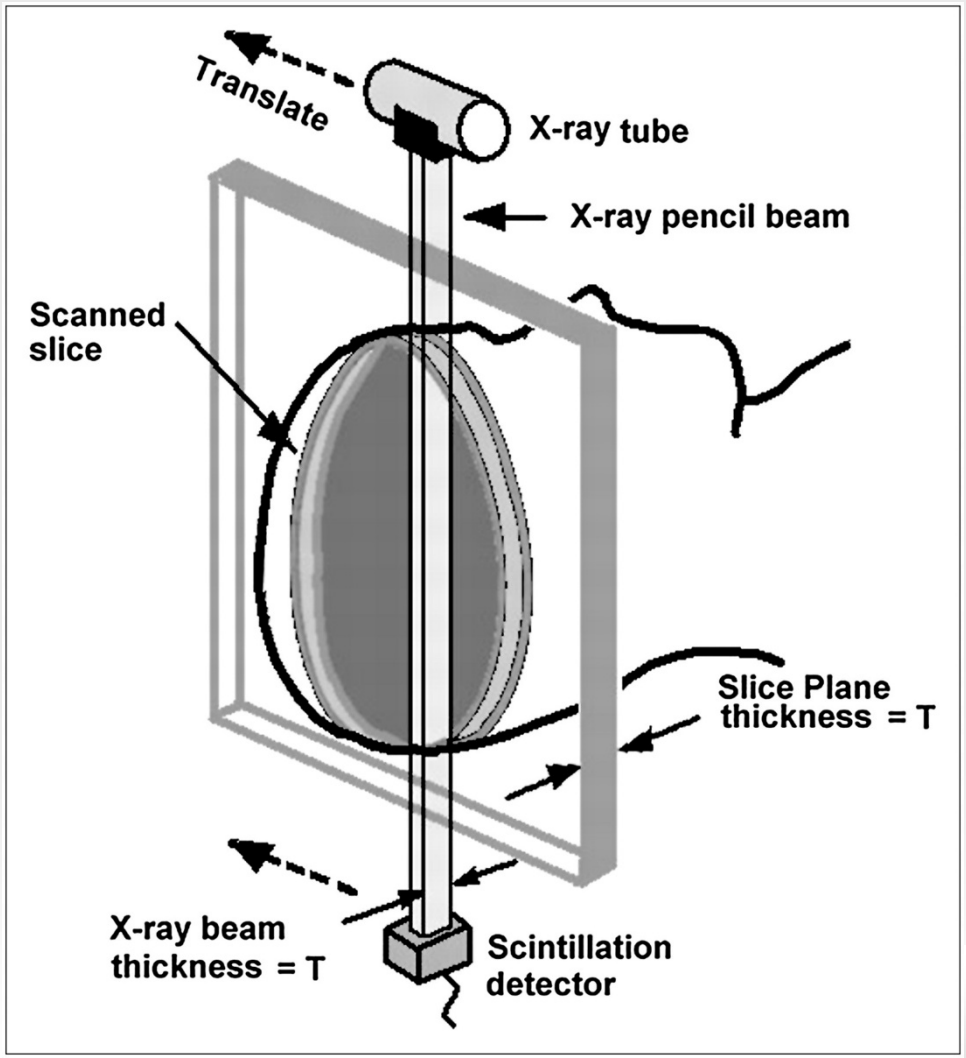
- 1st Generation - single beam, translate-rotate
- 2nd Generation - multiple beam, translate-rotate
- 3rd Generation - fan beam, rotate
- 4th Generation - fan beam, fixed ring

سی تی اسکن نسل اول
خصوصیات

- بیم اشعه: Pencil-shape
- دتکتور: تک دتکتور (single Detector)
- مد های حرکتی: حرکت انتقالی و چرخشی تیوب و دتکتور بطور همزمان
- پرتوگیری : زیاد



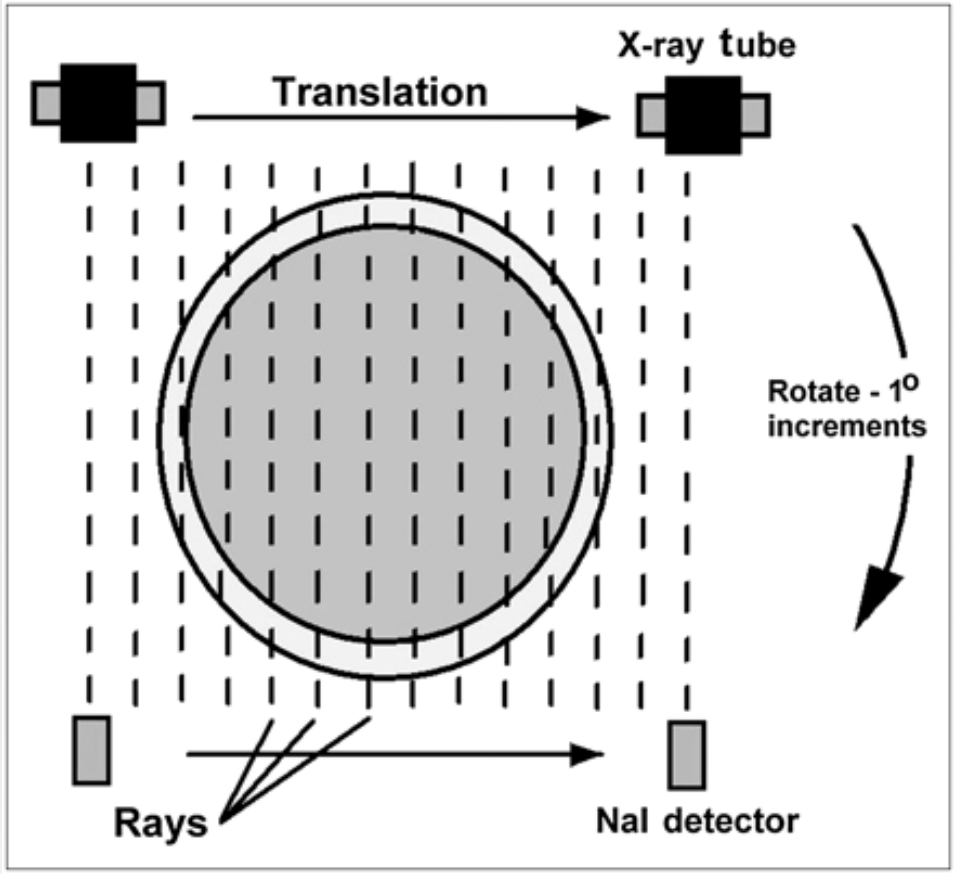
سی تی اسکن نسل اول



- اشعه ایکس در امتداد یک خط مستقیم از بدن بیمار عبور می کند.
- دتکتور و تیوب بموازات یکدیگر ابتدا در امتداد یک خط مستقیم حرکت کرده و بیم اشعه عبوری با عرض T توسط دتکتور اندازه گیری می شود.
- حرکت فوق برای تمام زوایا تکرار می شود (هر بار تیوب و دتکتور یک درجه می چرخد).
- ضخامت بیم اشعه معادل ضخامت اسلایس است.

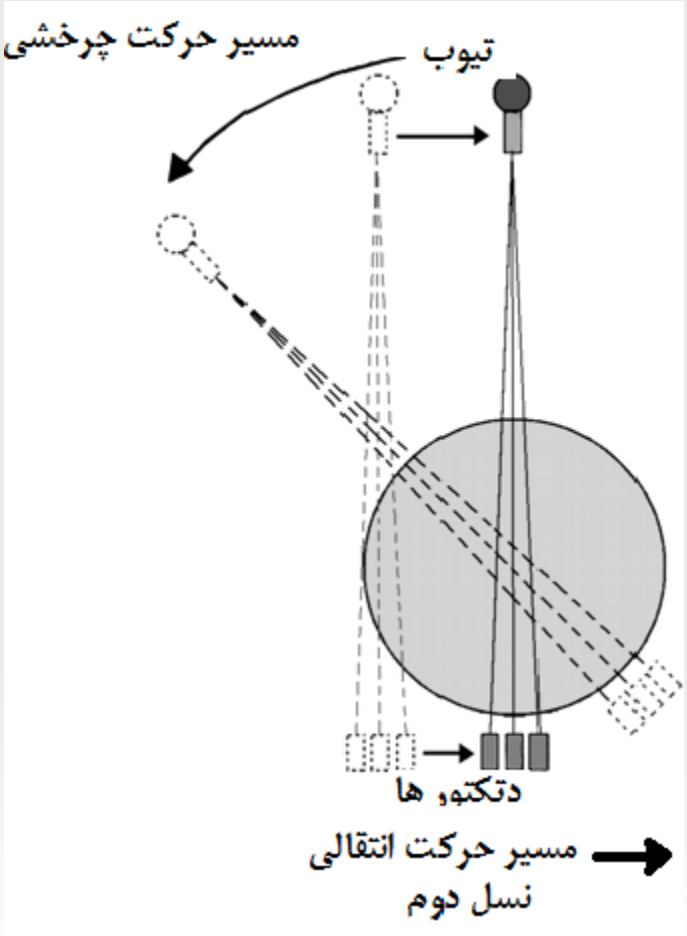
سی تی اسکن نسل اول

اندازه گیری پرتوهای عبوری



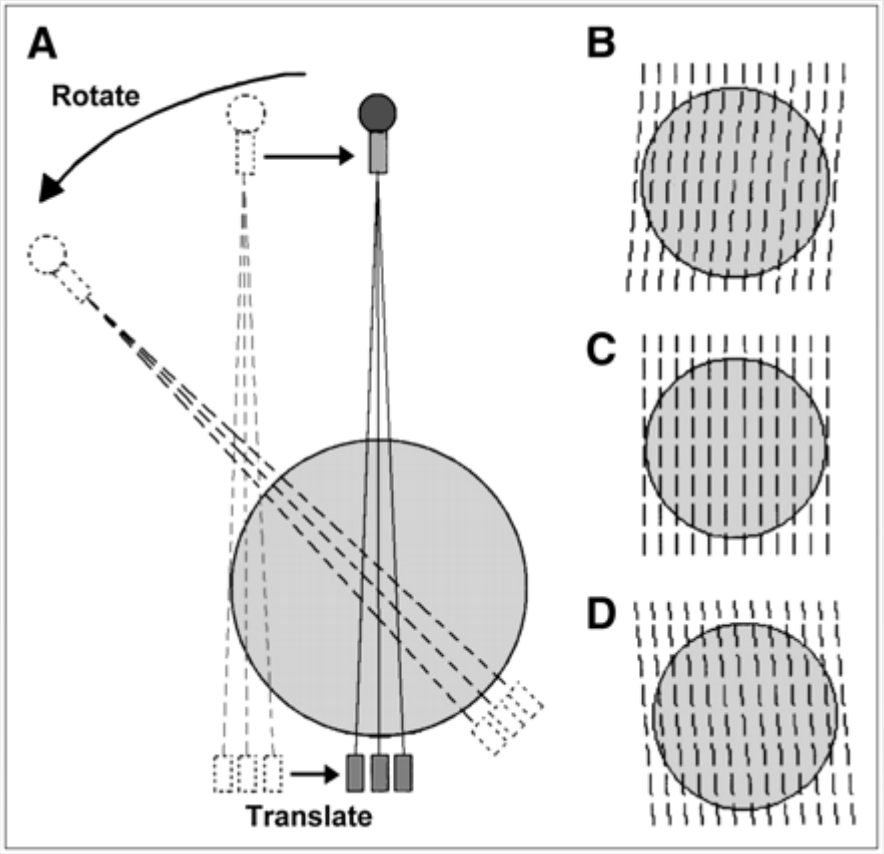
- اشعه پس از عبور از بیمار، در هر نقطه توسط دتکتور اندازه گیری می شود.
- به مجموعه اندازه گیری هائیکه در یک راستا انجام شود، view گفته می شود.
- مجموعه View ها در زوایای مختلف، اطلاعات کافی برای تهیه تصویر را فراهم می کنند.
- دراین شکل هر view زاویه ای برابر یک درجه ای نسبت به view بعدی دارد

سی تی نسل دوم



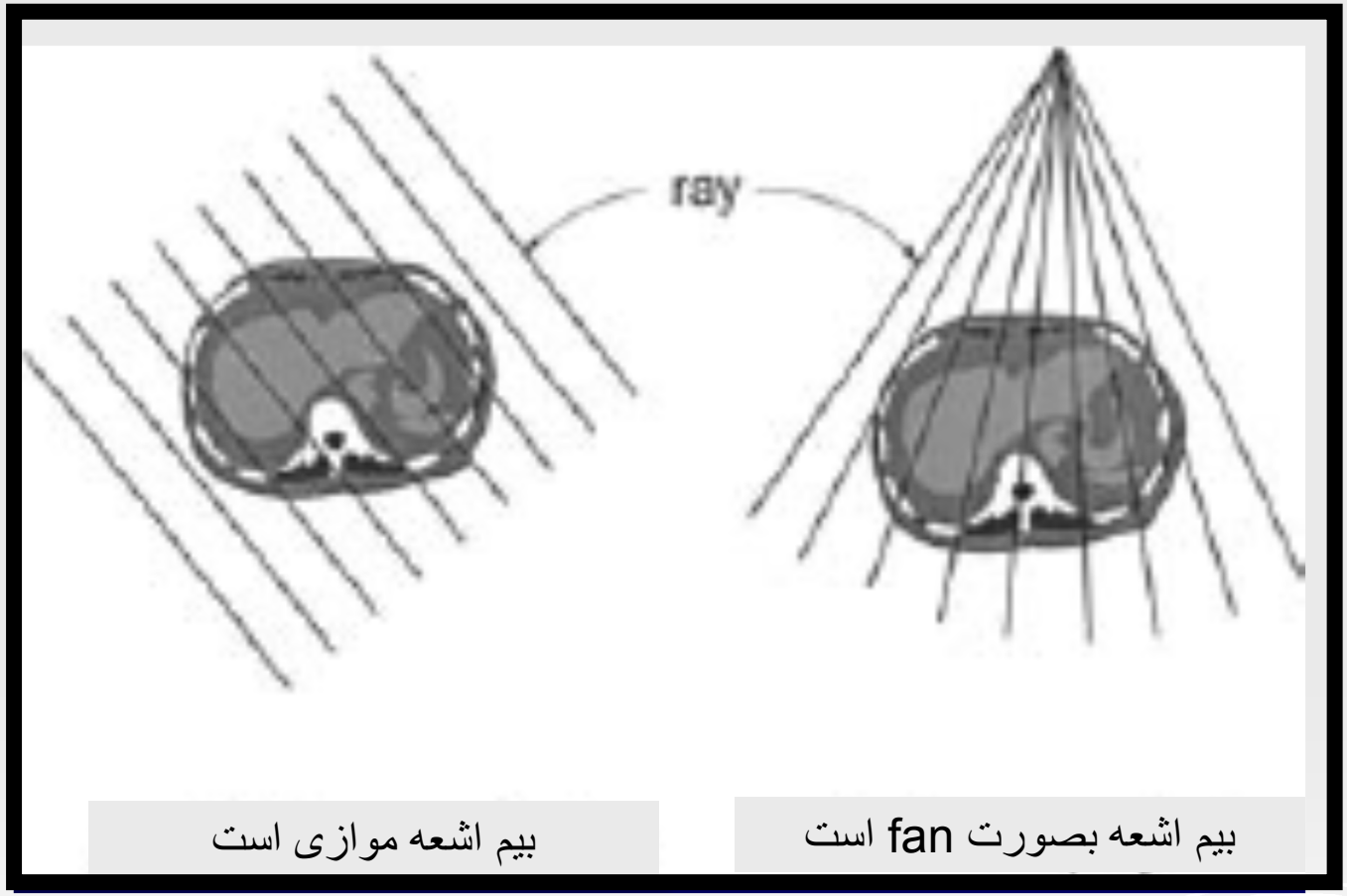
- بیم اشعه: Fan-shaped
- دتکتور: چند دتکتوره Multiple Detector
- مد های حرکتی: حرکت انتقالی و حرکت چرخشی تیوب و دتکتور بطور همزمان
- زمان اسکن: بین 10 تا 90 ثانیه

سی تی نسل دوم



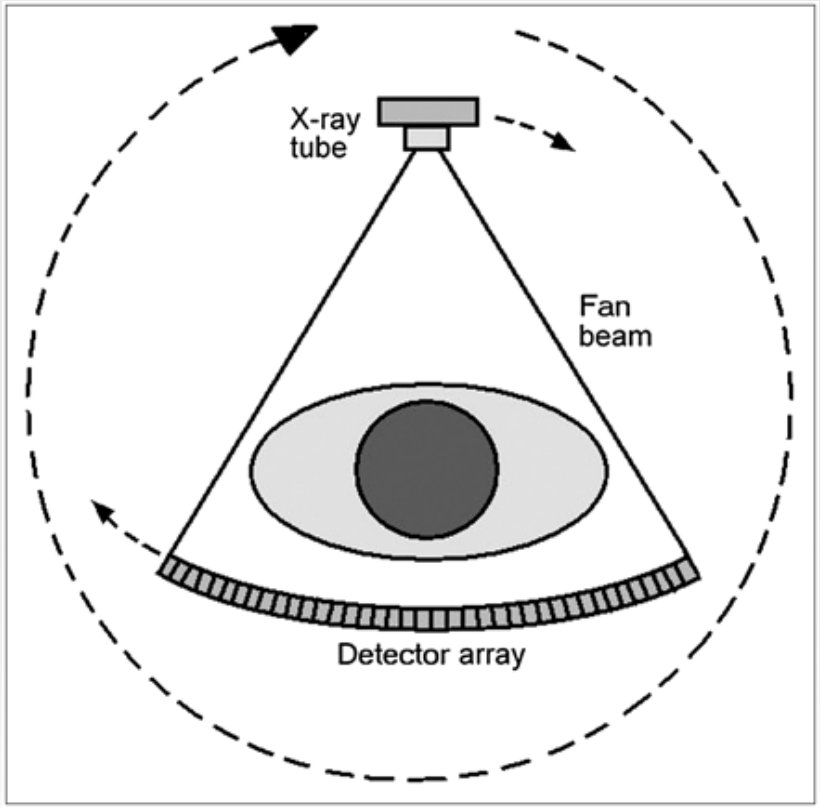
- شکل A- یک دسته پرتو با زاویه کم از تیوب خارج می شود و اشعه عبوری توسط سه دتکتور B، C و D اندازه گیری میشود.
- در شکل ها B تا D ملاحظه می شود که بعلت زاویه شعاع های ایکس، هر دتکتور مقدار اشعه عبوری در یک زاویه معین را اندازه گیری می نماید.
- با این روش زمان اسکن متناسب با تعداد دتکتور ها کاهش می یابد. بعنوان مثال اگر ۳ دتکتور وجود داشته باشد زمان اسکن یک سوم می شود.

تفاوت CT نسل اول با نسل دوم



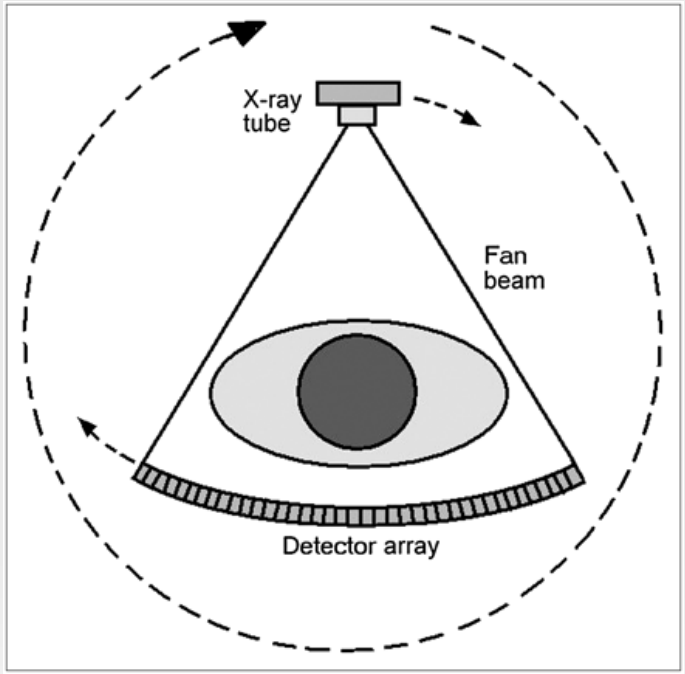
First Generation **Second Generation**

سی تی نسل سوم



- بیم اشعه: Fan-shaped
- دتکتور: چند دتکتوره Multiple Detector
- مد های حرکت : حرکت چرخشی تیوب و چرخش دتکتور
- زمان اسکن: بین 5 ثانیه
- کلیماتور: دوعدد (قبل از بیمار و بعد از بیمار

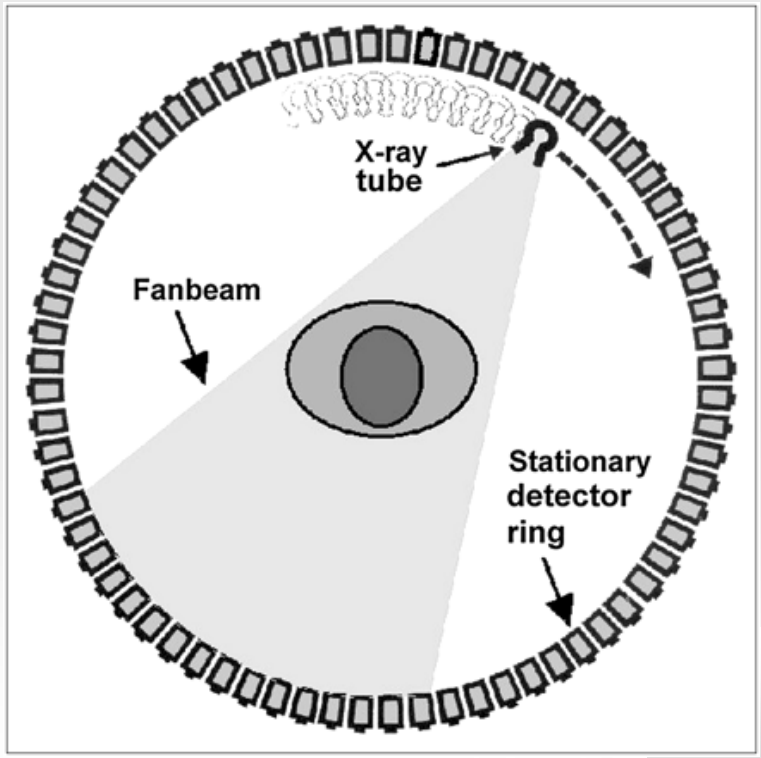
سی تی نسل سوم



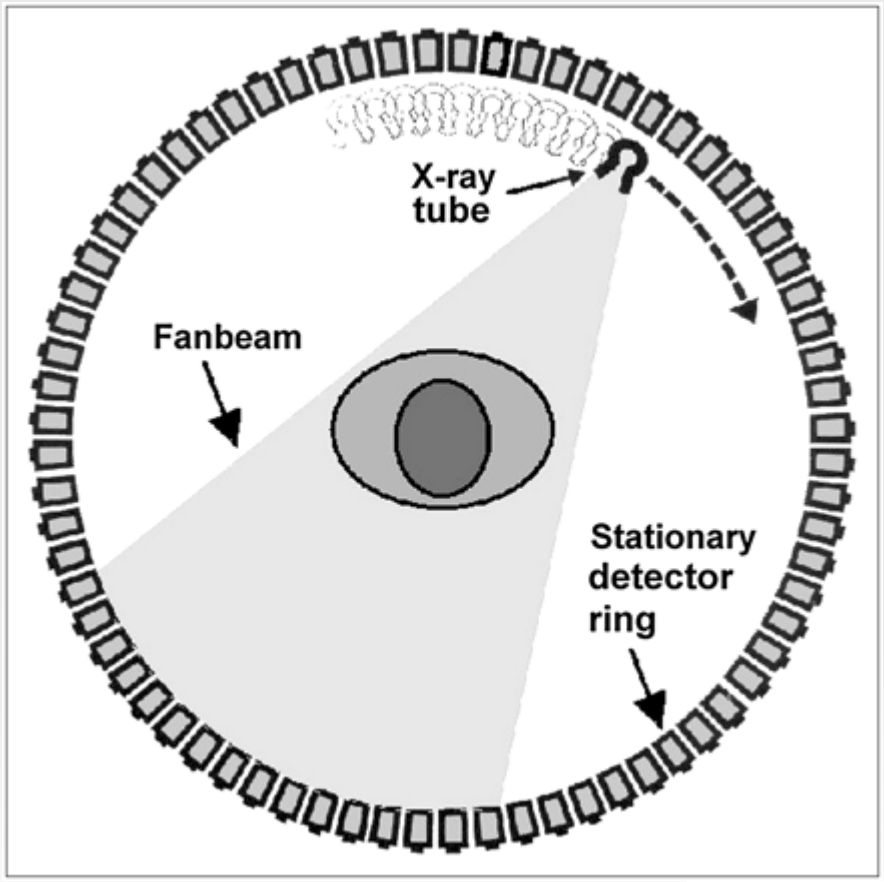
- برای رفع مشکلات مکانیکی و زمان بر بودن حرکت تیوب و دتکتور باعث شد که از Fan beam استفاده شود.
- تعداد زیادی دتکتور در مسیر بیم که با زاویه نسبتا بزرگ (بطوریکه تمام عرض بدن بیمار پوشش داده شود) قرار داده شده است.
- تیوب و دتکتور ها بهم متصل بوده و بطور همزمان یک چرخش کامل انجام می دهند.

سی تی نسل چهارم
Helical spiral

- بیم اشعه: Fan-shaped
- دتکتور: دتکتور ها بطور ثابت دورتا دور سیستم نصب شده است.
- مد های حرکتی : حرکت چرخشی تیوب ، دتکتور ثابت
- زمان اسکن: کمتر از ۲ ثانیه



سی تی نسل چهارم



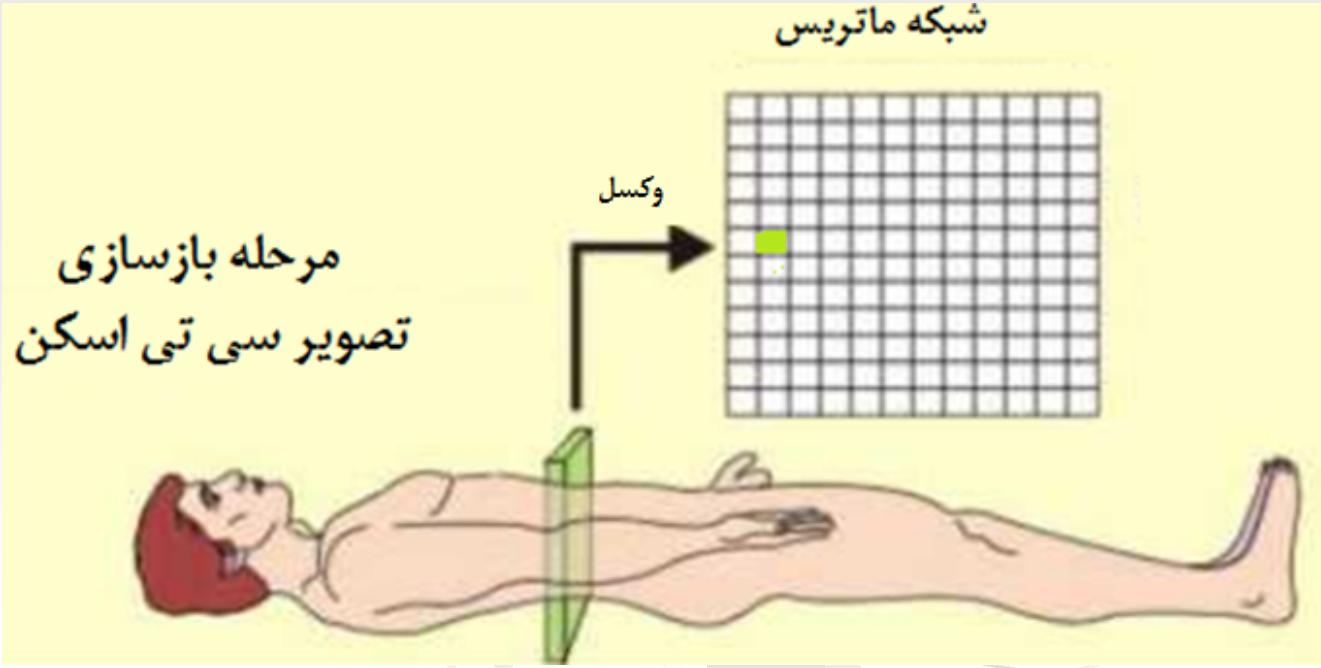
- در CT نسل چهارم دتکتور ها بصورت یک حلقه ثابت کنار هم قرار دارد.
- در طراحی های اولیه تیوب داخل حلقه قرار می گرفت و در نیتجه حلقه دتکتور ها خیلی بزرگ بود.
- در طرحهای بعدی تیوب در خارج حلقه قرار داده شد.
- در اینحالت حلقه دتکتور ها بصورت زاویه دار در مقابل تیوب قرار می گیرد.

بازسازی تصویر

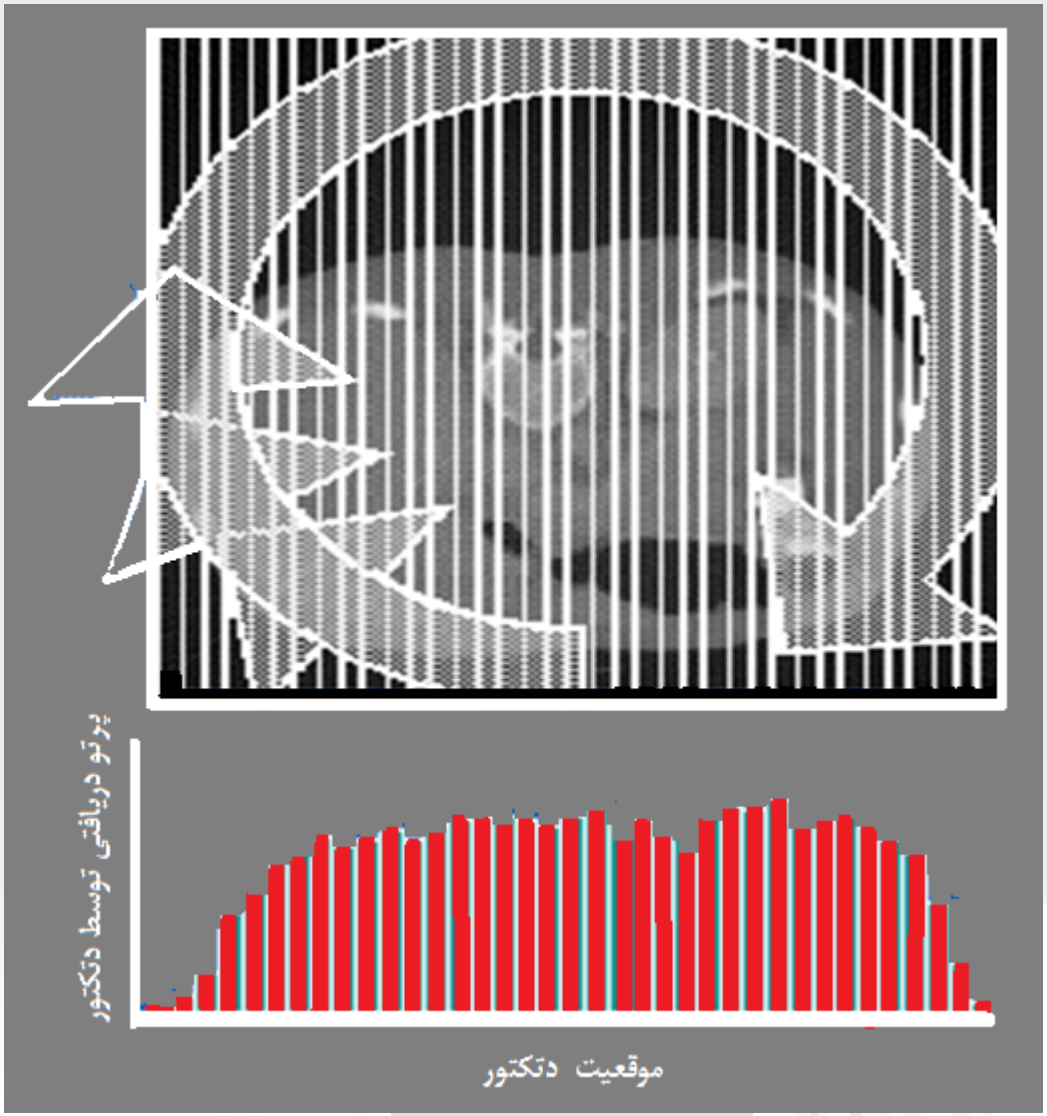
باز سازی تصویر CT

- هانس فیلد(Hounsfield)، مقطع اسکن را بصورت یک ماتریس از مکعب های کوچکی بنام وکسل (voxel) فرض کرده استکه مقدار عددی هر وکسل را بیانگر **ضریب کاهش خطی بافت** در محل آن وکسل باشد.

- در مرحله بازسازی تصویر، ابتدا از با استفاده از اطلاعات هر دتکتور ضریب کاهش خطی بافتی که مقابل دتکتور قرار گرفته ، محاسبه و با توجه به موقعیت دتکتور در یک وکسل با موقعیت مشابه در شبکه ماتریس نوشته می شود.



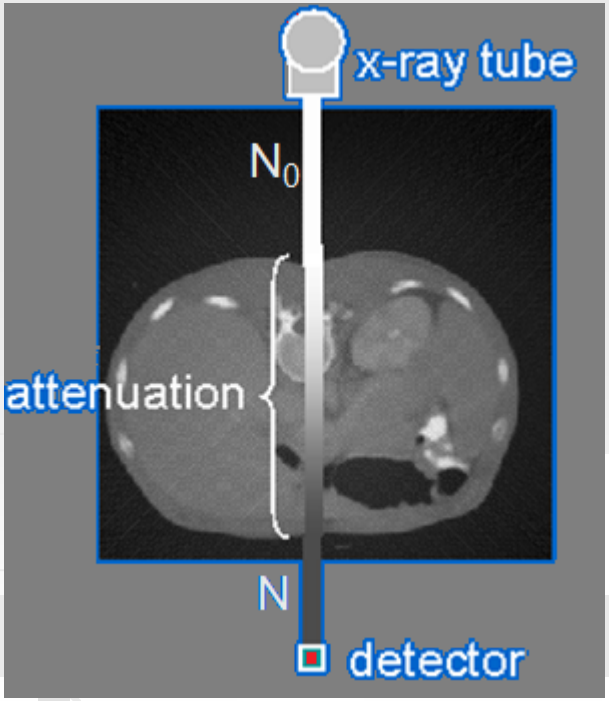
اطلاعات دتکتور ها



ضریب کاهش خطی (μ)

ضریب کاهش خطی، کسری از پرتو های اولیه است که هنگام عبور از یک سانتیمتر ماده کاهش می یابد.

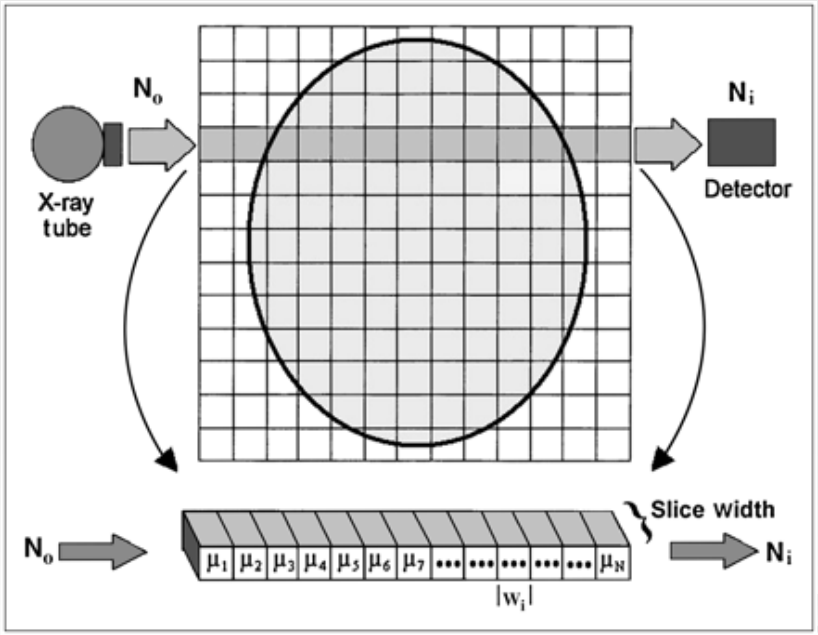
$$N = N_0 e^{-\mu x}$$



محاسبه ضریب کاهش خطی

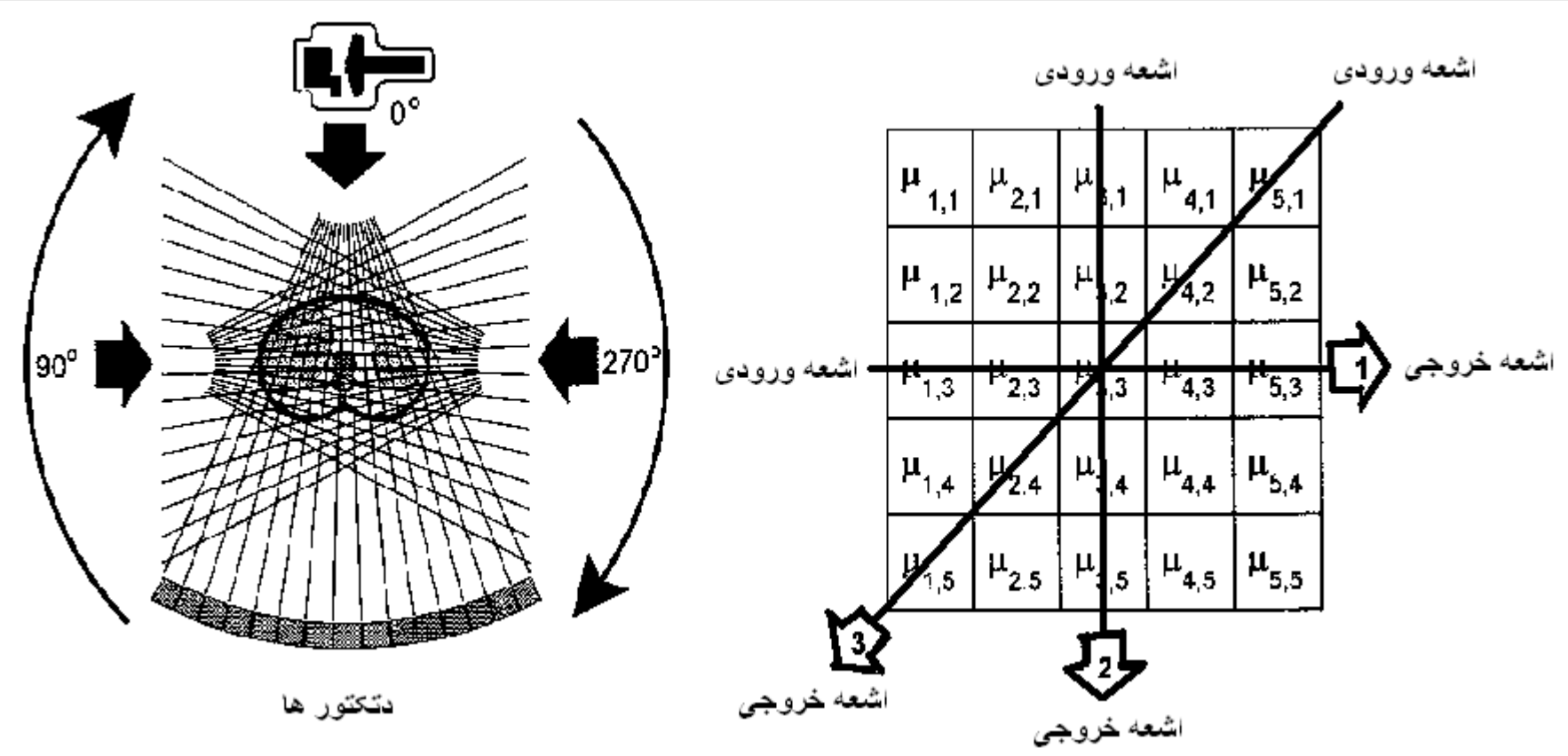
برای بدست آوردن ضریب کاهش خطی ودرج آن در یک وکسل از روش زیر استفاده می شود:

ابتدا با استفاده از اطلاعات دتکتور، ضریب کاهش خطی برای کل بافت هائیکه در یک مسیر اشعه قرارگرفته محاسبه می شود.

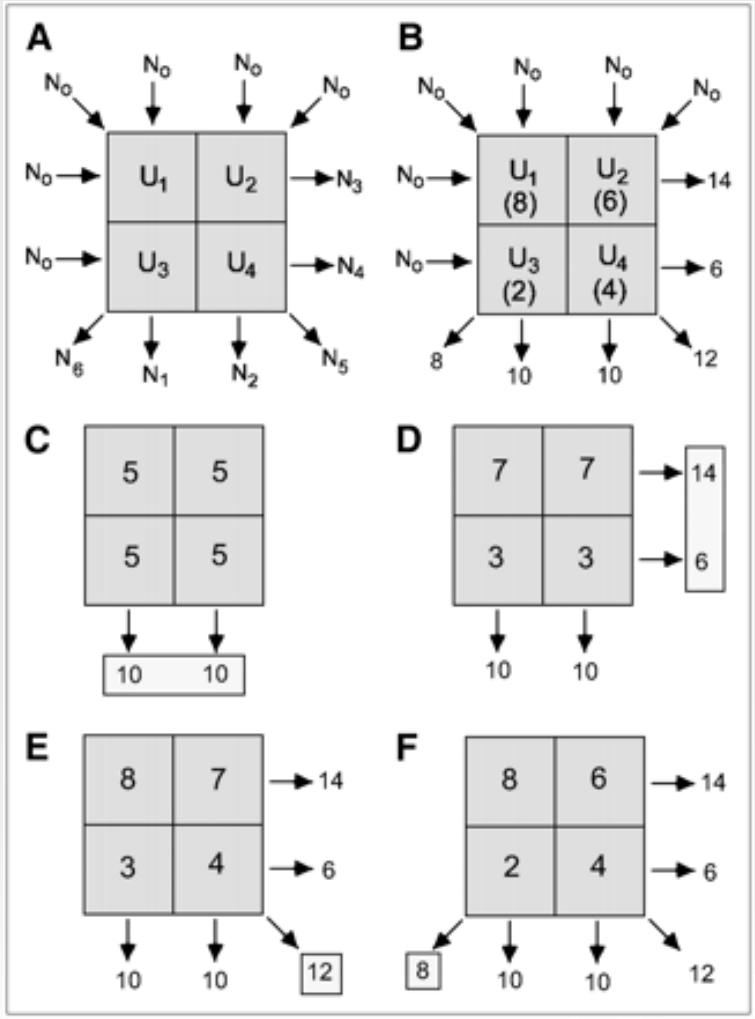


محاسبه ضریب کاهش خطی

برای تک تک بافتها



محاسبه ضریب کاهش خطی
برای تک تک بافتها



- در شکل A الگوریتم بیمار بصورت یک ماتریس با ۴ وکسل در نظر گرفته شده است.
- در شکل B مقادیر قرائت دتکتور در راستای هر اشعه نوشته شده است.
- در شکل C فرض شده ضریب کاهش خطی در همه وکسل های موجود در یک راستا برابر باشد. بعنوان مثال اگر در راستای عمودی ، دتکتور عدد ۱۰را نشان دهد، برای هریک از دو وکسل عدد ۵ انتخاب می شود.
- با روش سعی و خطا همانطور که در شکلهای D و E و F نشان داده شده مقدار عددی هر وکسل طوری تصحیح می شود که جمع عددی وکسل ها در راستای های مختلف با قرائت دتکتور سازگار باشد. بطوریکه در شکل F ملاحظه میشود جمع اعداد وکسل ها در تمامی جهات با قرائت دتکتور مطابقت دارد.

رابطه بین ضریب کاهش خطی و عدد CT

- Hounsfield، عدد CT را متناسب با ضریب کاهش خطی برای درجه بندی روشنائی تصویر بین سفید و سیاه (Gray Scale) تعریف کرده است.
- عدد CT معمولا برحسب واحد HU (Hounsfield unit) بیان می شود.
- عدد CT هر بافت از رابطه بدست می آید:

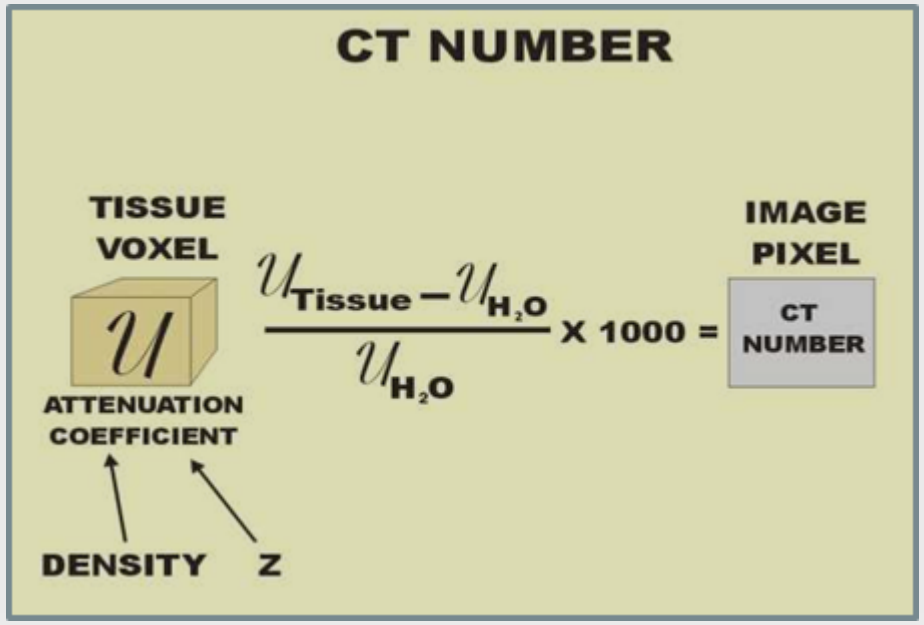
$$CTnumber = \frac{\mu_{tisuue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$

- در این رابطه μ_{tissue} و μ_{water} بترتیب ضرایب کاهش خطی بافت و آب هستند.
- بر اساس تعریف فوق عدد CT برای مواد مختلف بشرح زیر بدست می آید:

$CT_{water} = 0$, $CT_{air} = -1000$, $CT_{bone} = +1000$

عدد CT

•در مرحله بازسازی، ابتدا ضریب کاهش خطی و سپس عدد CT محاسبه می شود.



توضیح :

- عدد CT آب بعنوان مرجع در نظر گرفته می شود و برابر صفر است.
- عدد CT موادی که ضریب کاهش خطی آنها بیشتر از آب باشد، مثبت و برای سایر مواد منفی است .
- ضریب کاهش خطی به دانسیته ، عدد اتمی ماده و انرژی ایکس بستگی دارد.

- در دستگاههای CT معمولا از ولتاژ بالا (120kV-140kV) استفاده می شود. در این ولتاژ احتمال برخورد فتوالکتریک که متناسب با عدد اتمی است بسیار کم می باشد. بنابراین عدد سی تی عمدتا به **دانسیته** ماده بستگی خواهد داشت.

تصویر دانسیته بافت

- در حقیقت تصویر دیجیتالی تهیه شده ماتریسی است که در هر پیکسل آن عدد CT با رنگهای روشن و تاریک نمایش داده شده است. درجه روشنائی این رنگها متناسب با دانسیته بافتها است.

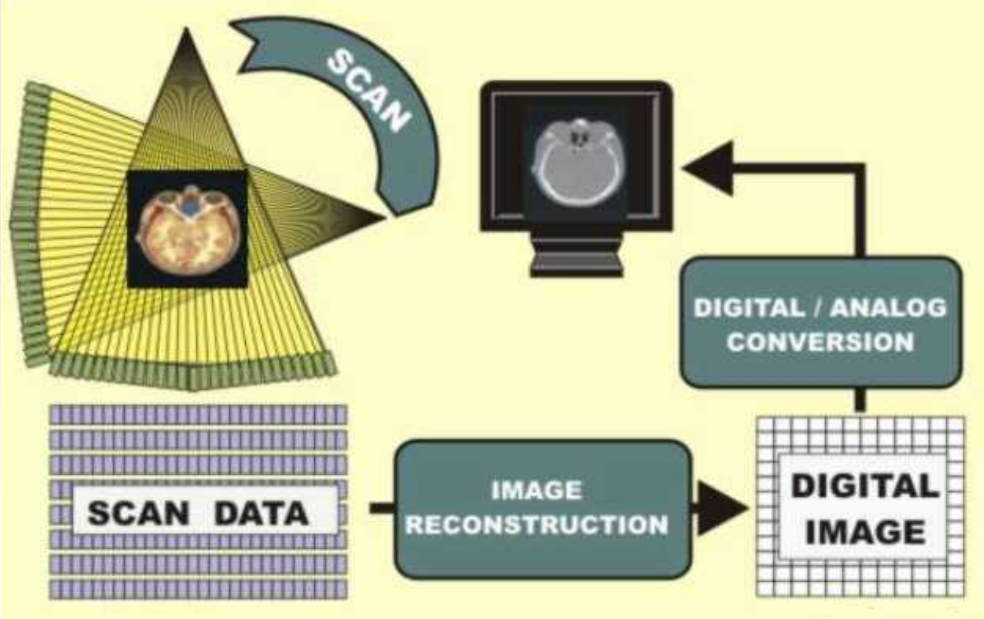
تبدیل تصویر دیجیتال به تصویر قابل رویت آنالوگ

تصویر دیجیتالی باید به یک تصویر آنالوگ قابل رویت تبدیل شود.

برای این تبدیل پارامتر های کنترل کننده زیر وجود دارد:

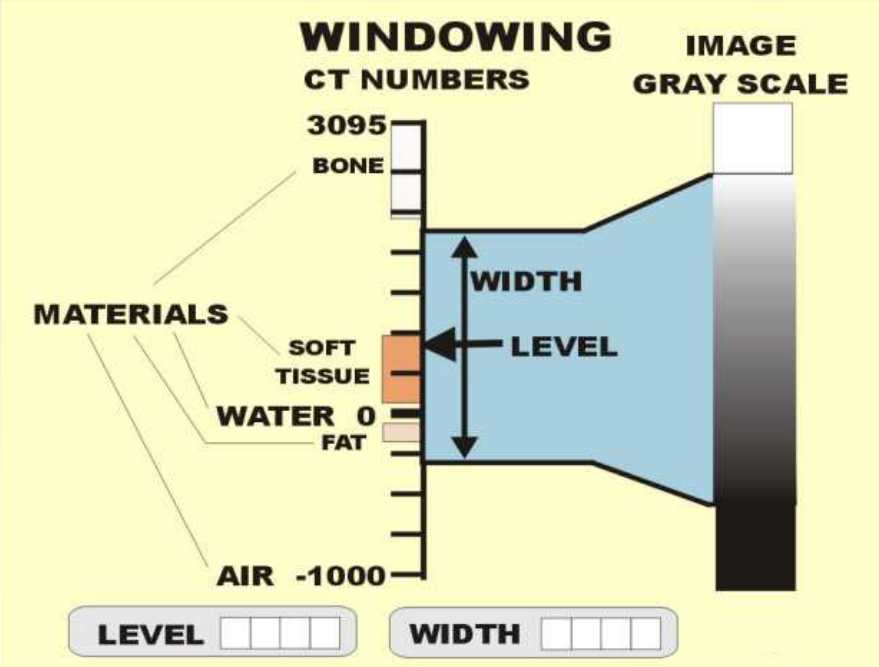
۱- Windowing که Level و width را کنترل می کند.

۲- Zoom Control که محل نمایش تصویر دیجیتالی را کنترل می کند.



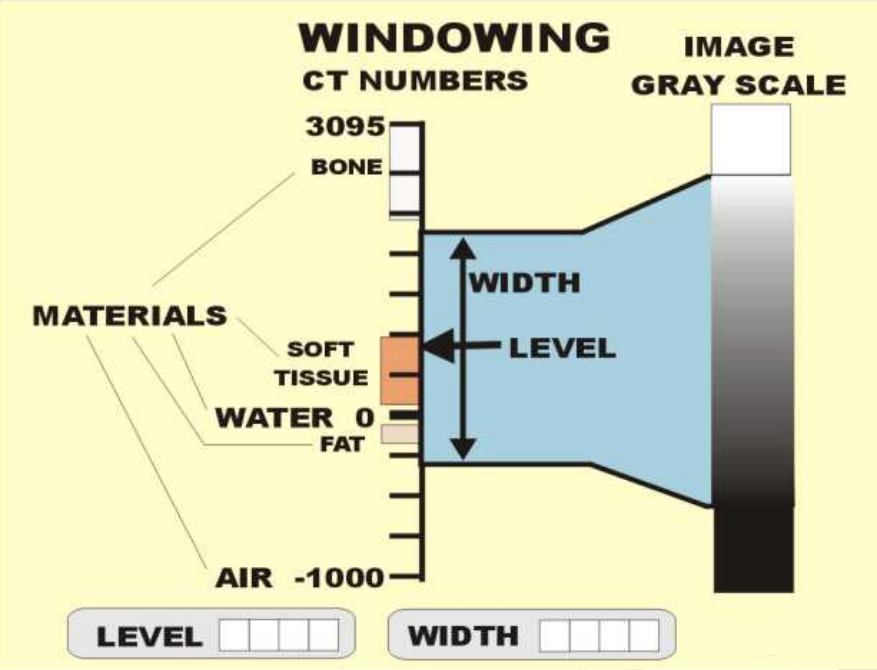
Windowing

- window به دامنه اعداد CT اتلاق می گردد که برای درجه بندی خاکستری بین سیاه تا سفید انتخاب شده اند.
- درجه خاکستری در window انتخابی اعداد CT، متناسب با عدد CT در پیکسل مربوطه بوده و در صورت تفاوت در عدد سی تی نسبت بهم کنتراست دارند.
- بافتها که عدد CT آنها بیشتر از حد بالای window باشد بدون کنتراست کاملا سفید و بافتهائیکه عدد CT آنها کمتر از حد پائین window باشد بدون کنتراست کاملا سیاه دیده میشوند.



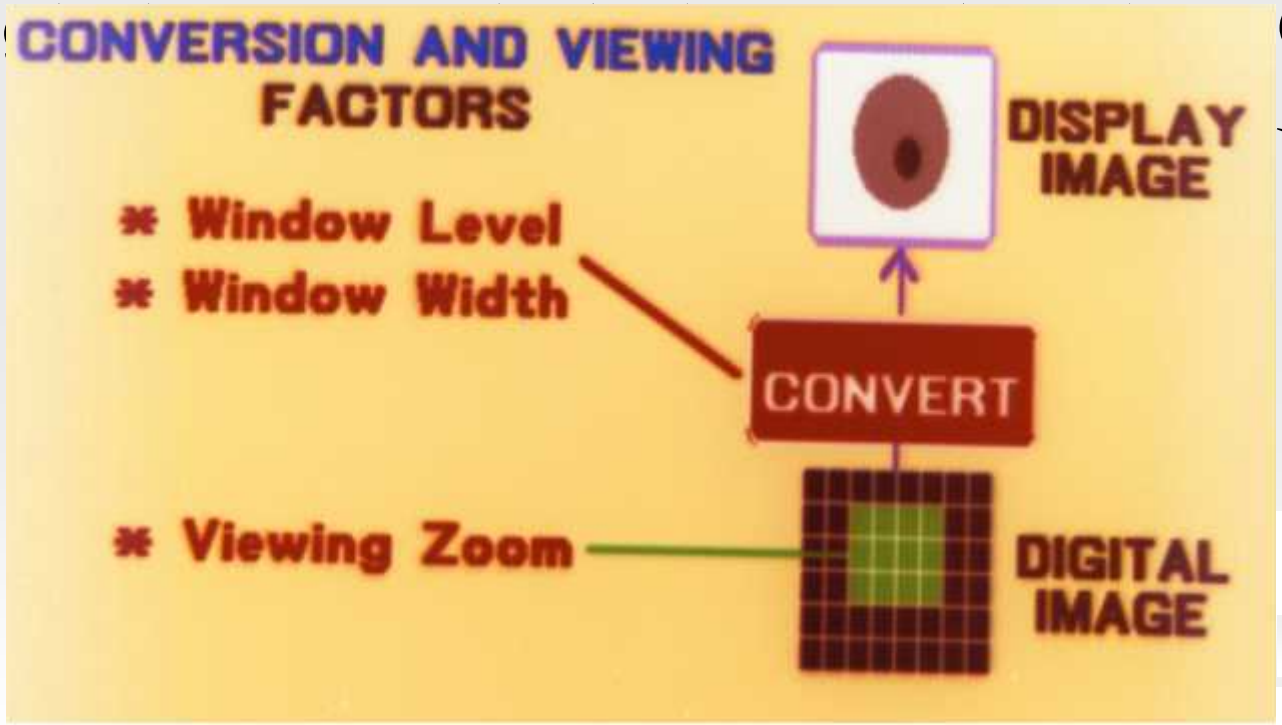
Windowing

- Level control برای تنظیم وسط window است.
- Width control برای تنظیم دامنه اعداد CT است . هرچه width کمتر شود کنتراست بیشتر خواهد شد.
- امکان دسترسی به window با عث شده که بتوان تصاویر CT را با کنتراست خیلی بالا تهیه نمود و حتی میتوان برای موادی که اختلاف دانسیته آنها بسیار کم باشد تصاویری با کنتراست مناسب بدست آورد.

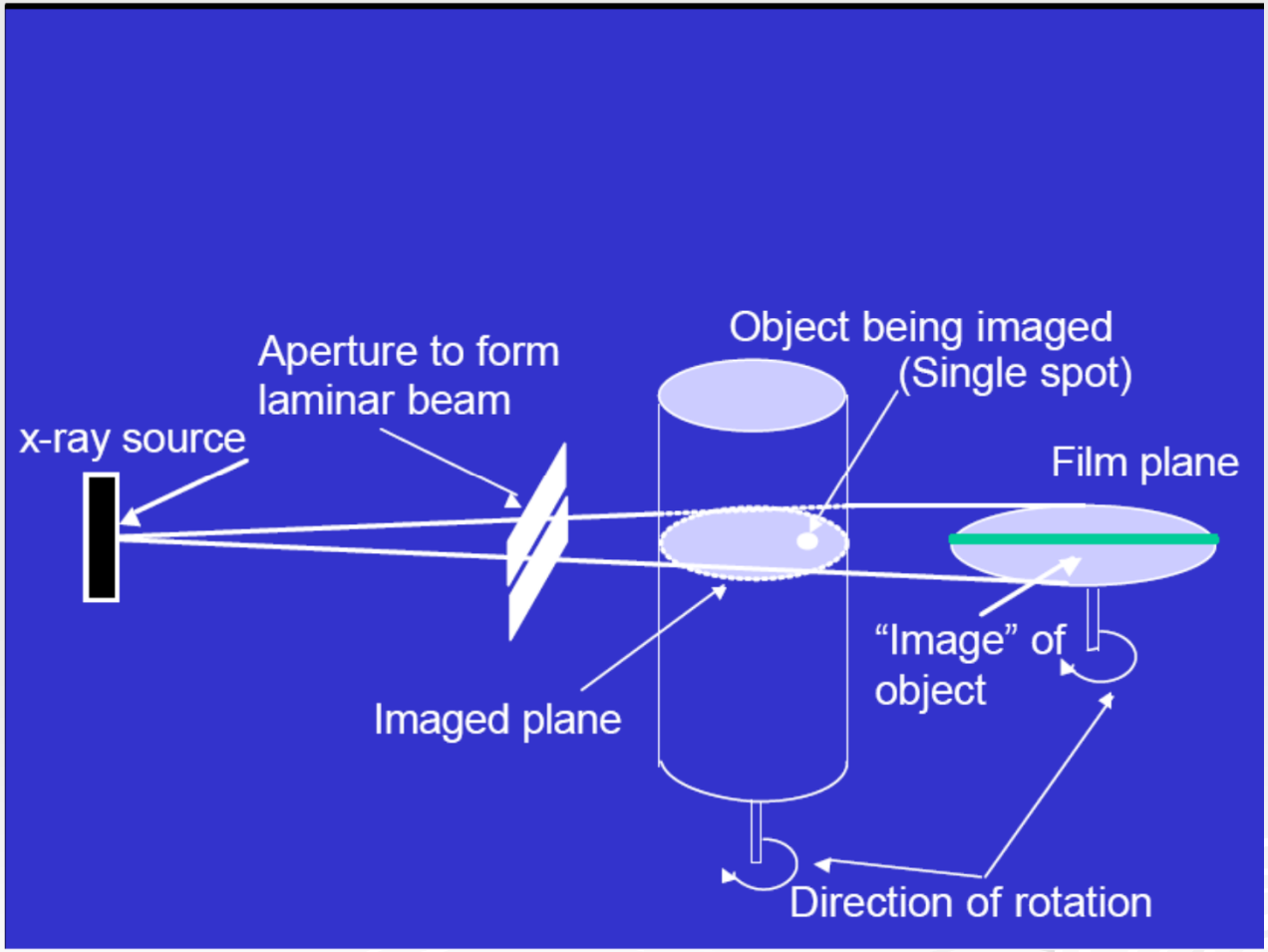


Zooming

- zooming عبارت است از انتخاب یک ناحیه کوچکتر از تصویر و نمایش آن در کل صفحه نمایش
- Zooming با تغییر دادن field of view(FOV) که در طول بازسازی صورت میگیرد تفاوت دارد.
- با کاهش OV zoomin چنین حالتی ر

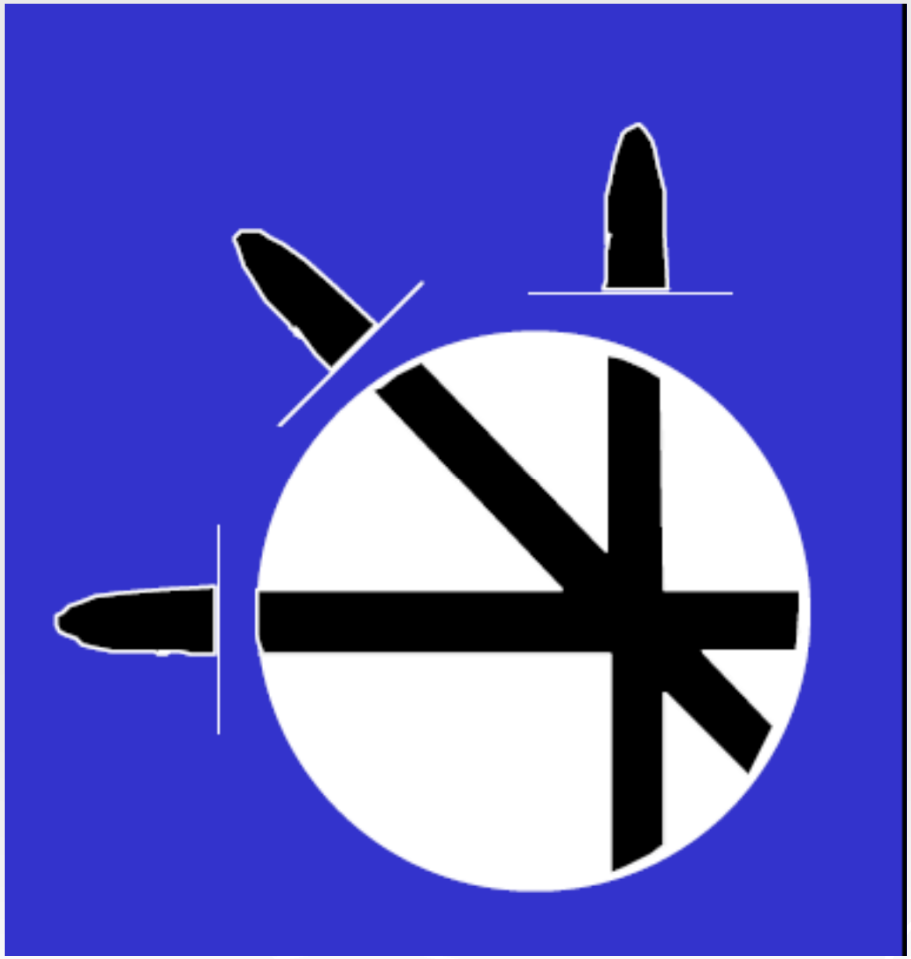


تصویر نقطه در یک view

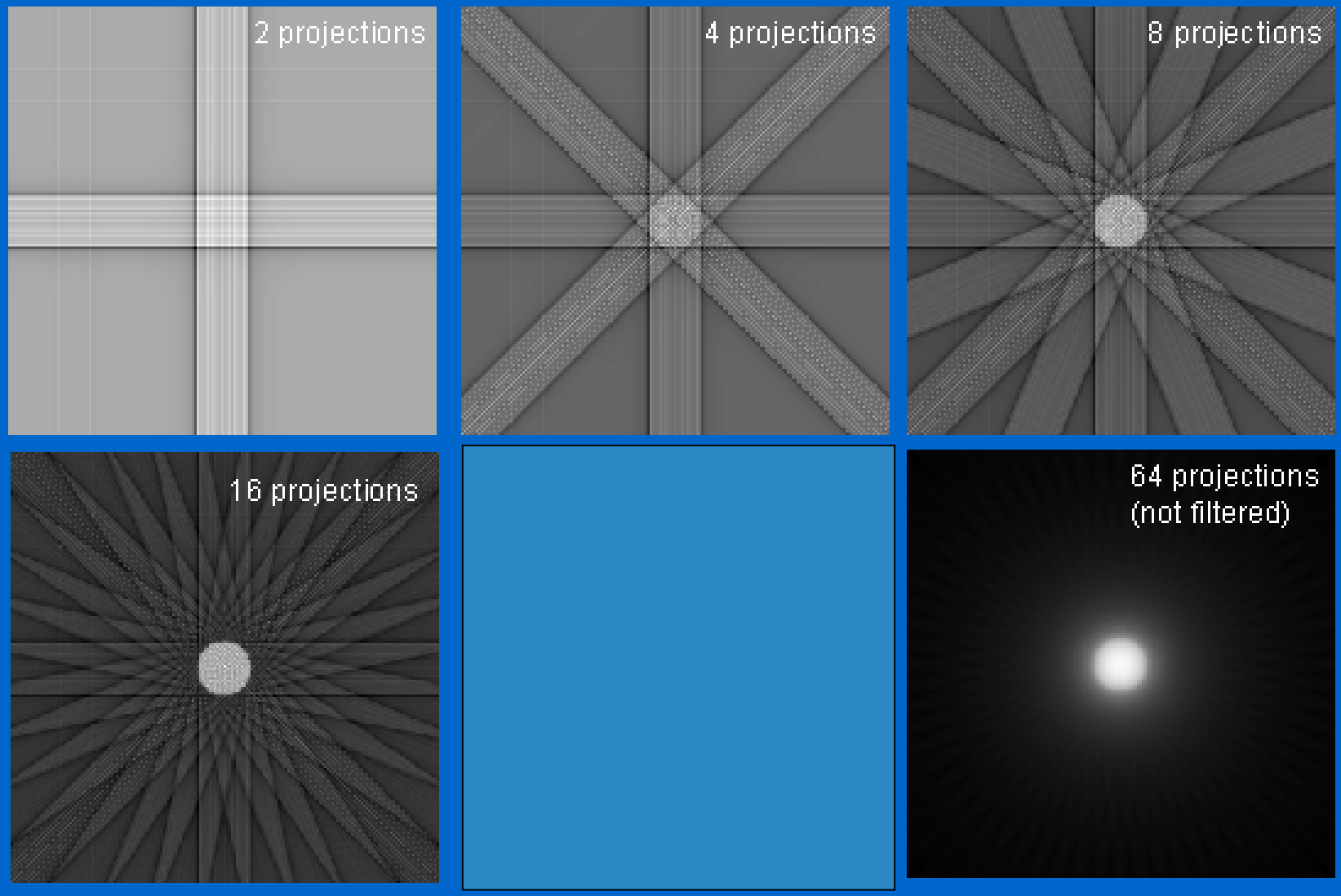


تصویر نقطه در یک view بصورت خط دیده می شود

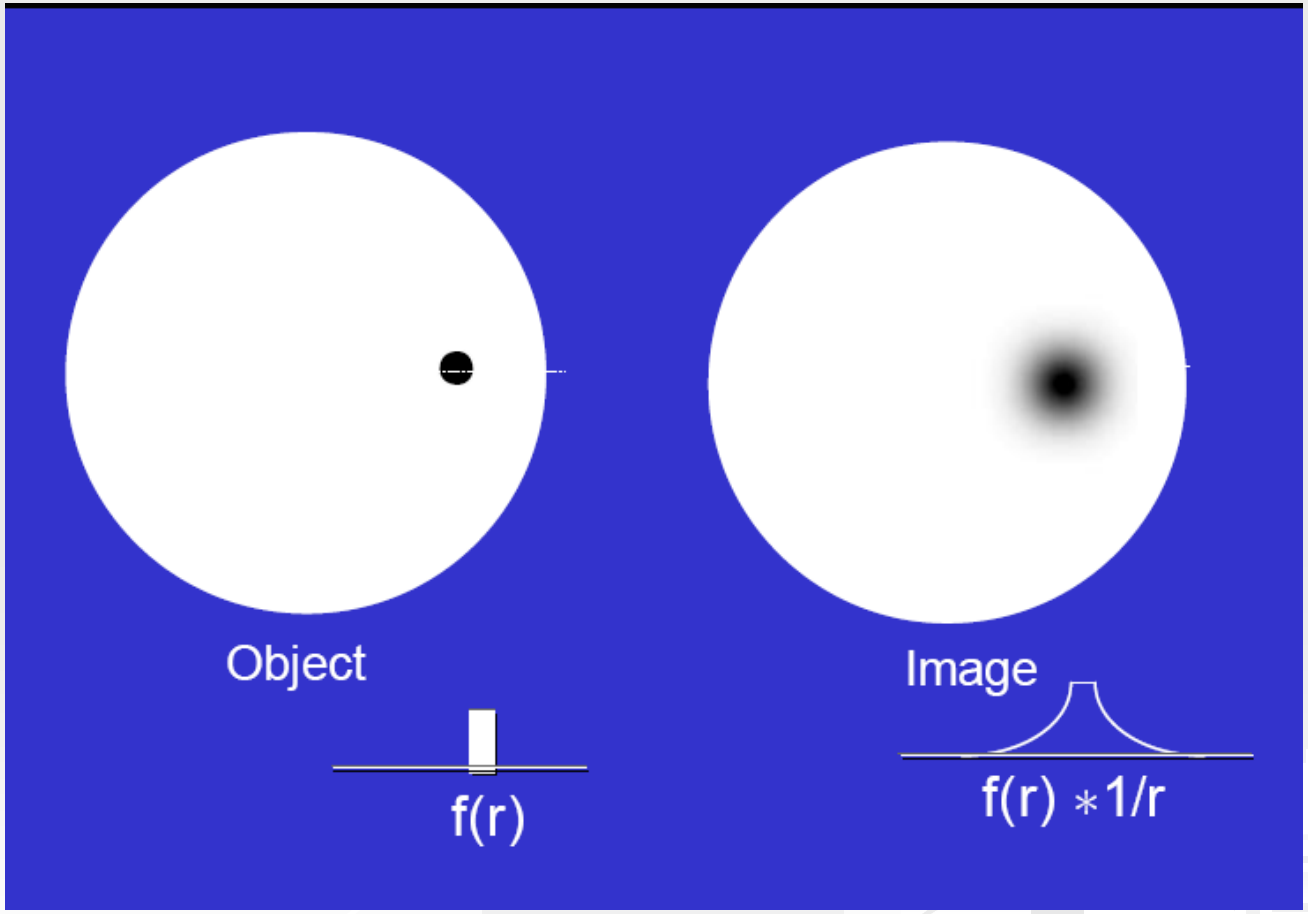
تصویرنقطه وقتی که زاویه تابش ۳ بار تغییر کند



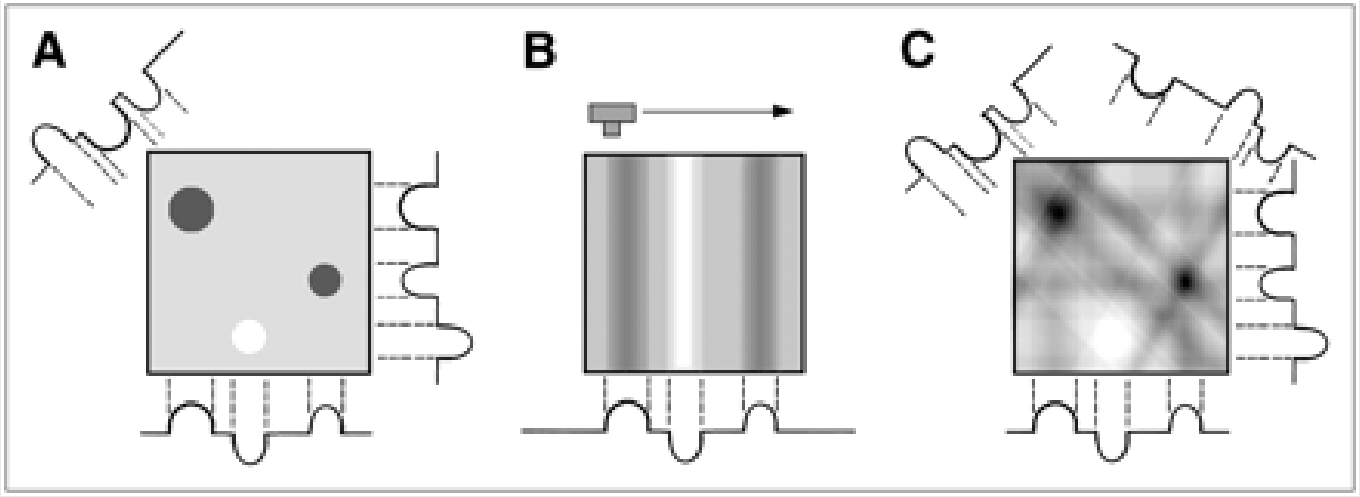
تصویر یک نقطه وقتی زوایای تابش افزایش یابد



تصویر یک نقطه وقتی زوایای تابش افزایش یابد



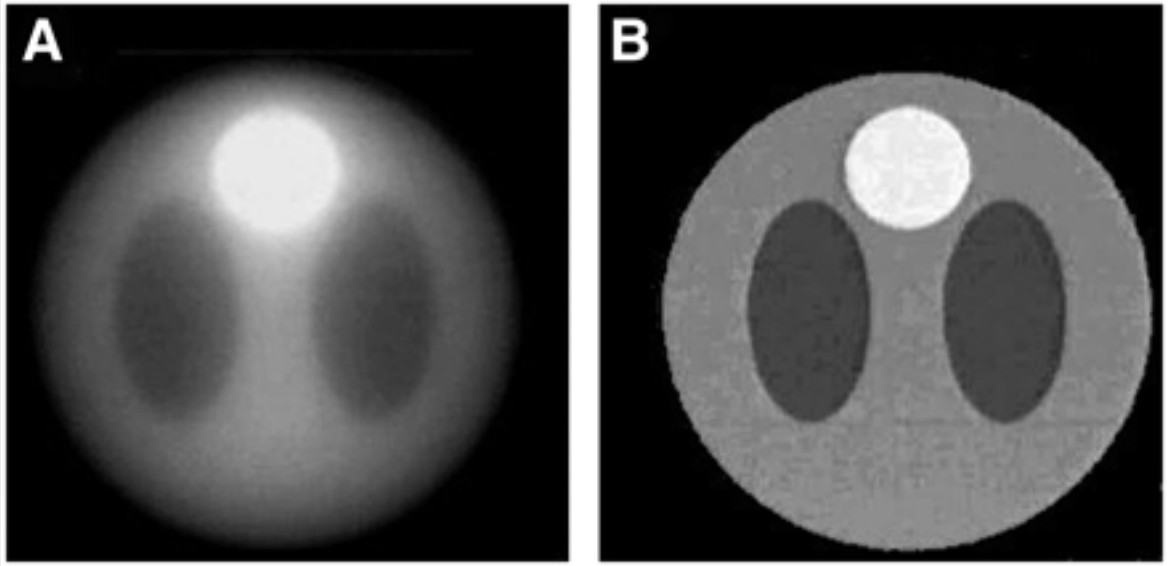
بازسازی Backprojection



- شکل A– از یک فانتوم حاوی سه ماده با ضرایب کاهش مختلف سه view تهیه و برای هر view قرائت دتکتور بصورت نمودار نشان داده شده است
- شکل B – برای یک view، قرائت دتکتور با مقیاس خاکستری (gray scale)نشان داده شده است .
- شکل C – مقیاس خاکستری برای چهار veiw نشان داده شده است . در این تصویر محل سه ماده بصورت غیر شفاف قابل تشخیص است .

فیلتر کردن Backprojection

از فیلتر برای شفاف سازی تصویر استفاده می شود.

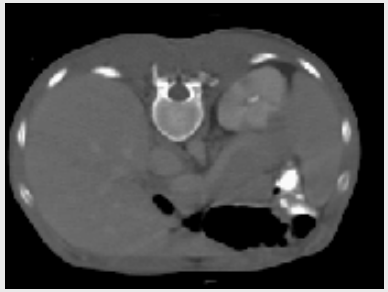


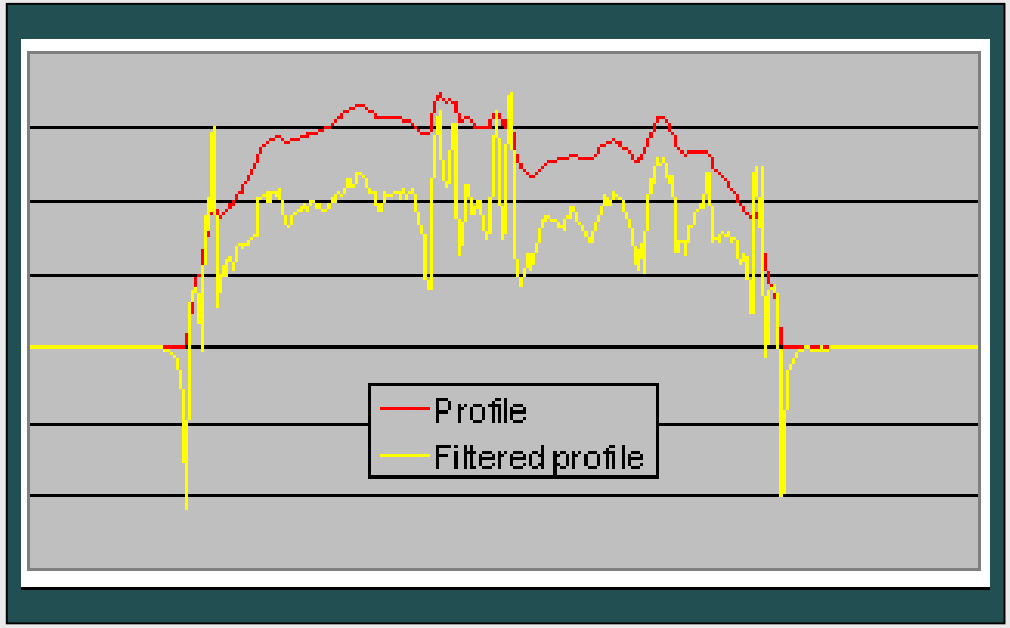
تصویر قبل از فیلتراسیون

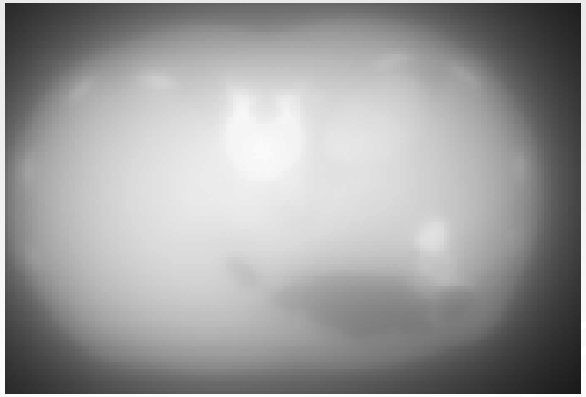
تصویر بعد از فیلتراسیون

تصویر نهائی بعد از فیلتر شدن

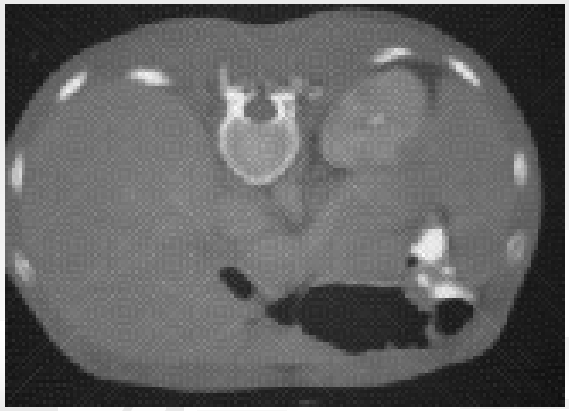
تصویر اصلی





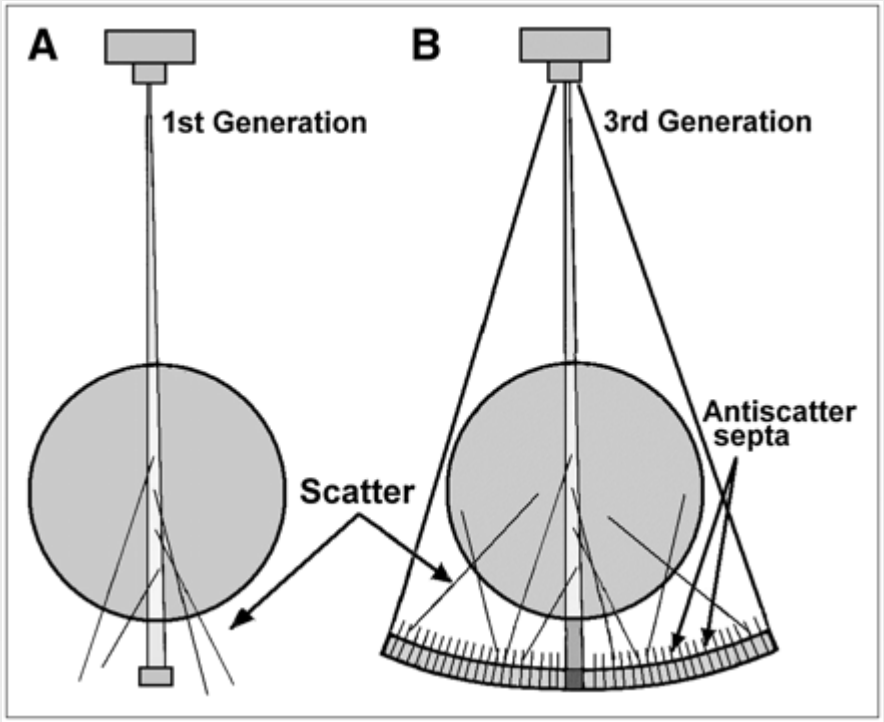


تصویر بدون فیلتر



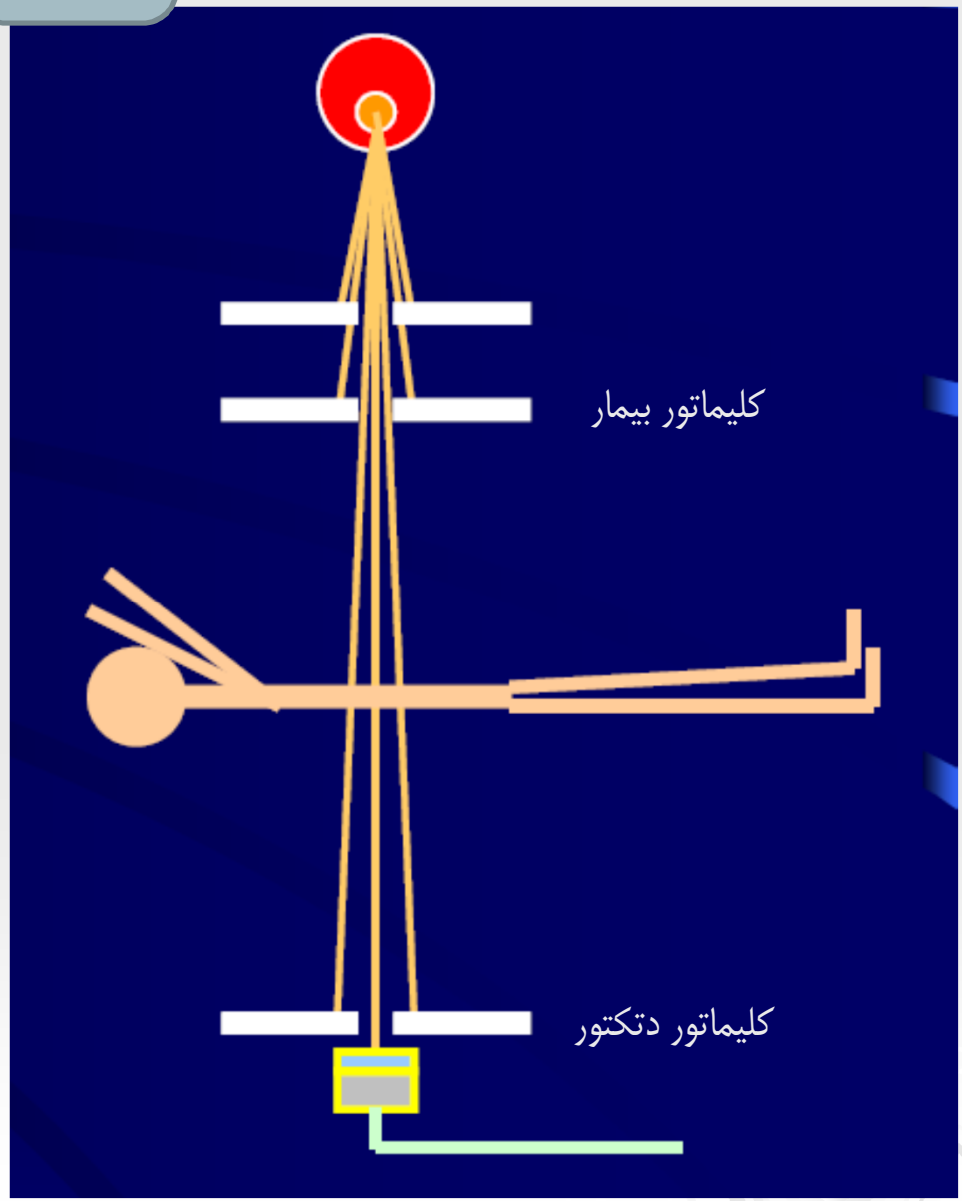
تصویر فیلتر شده

پرتوهای اسکتر درCT های Fan Beam



- در CT های fam beam بعلت افزایش ناحیه تحت تابش، پرتوهای اسکترافزایش می یابد.
- البته چون ضخامت fan beam فقط 1cm می باشد مقدار اسکتر بمراتب کمتر از رادیولوژی معمولی می باشد.
- پرتوها اسکتر در CT نسل سوم توسط یک نوع گرید ایده آل کاهش داده میشود.
- در شکل مقایسه سی تی نسل اول با نسل سوم مقایسه شده است.

Beam Collimation

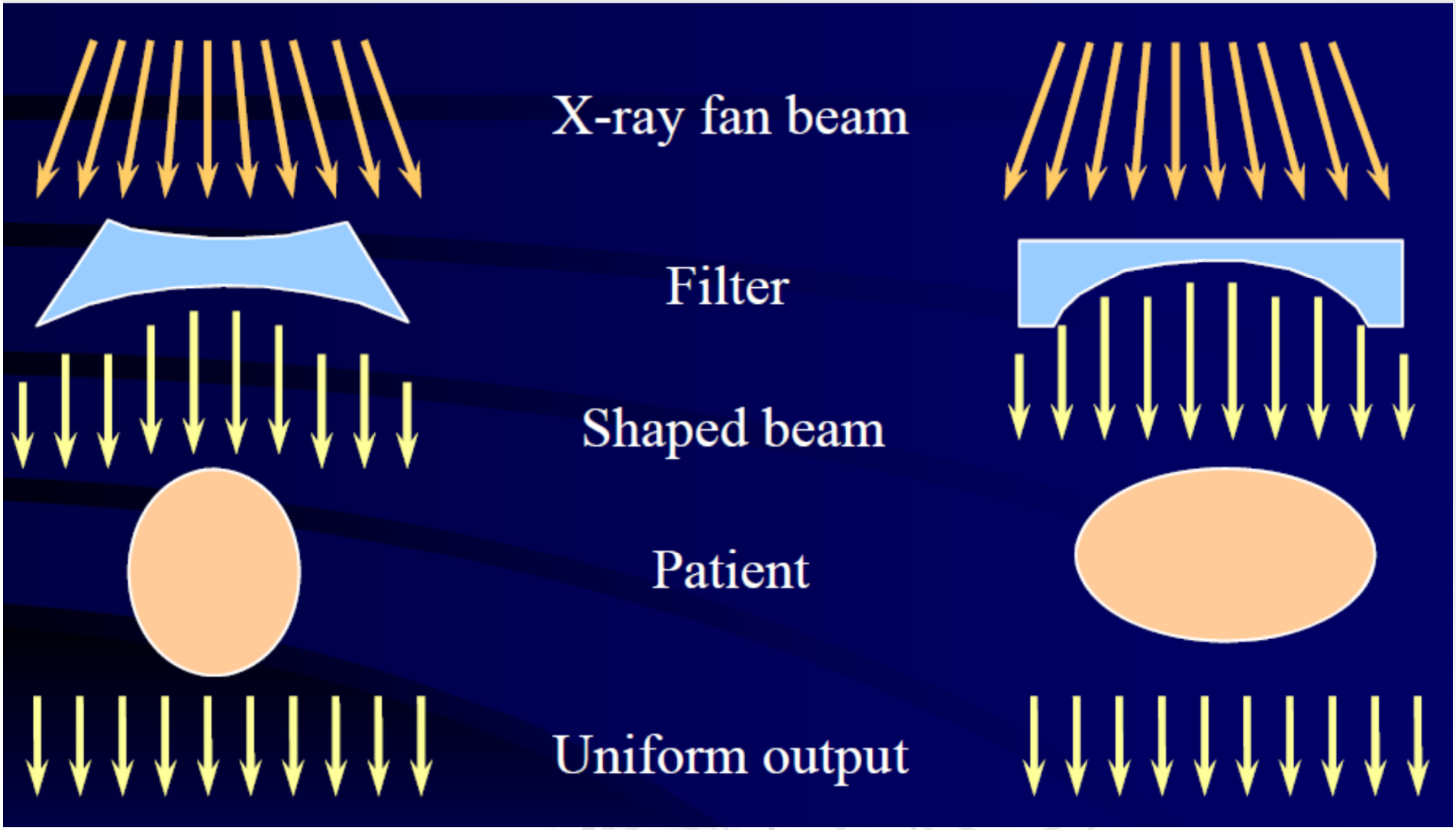


- کلیماتور بیمار
  - محدود کننده عرض میدان در راستای محور Z (در تمام CT ها وجود دارد)
- کلیماتور دتکتور
  - برای کاهش پرتوهای اسکتر بر روی دتکتور (در برخی از CT ها وجود دارد)

Beam Filtration

- باعث حذف پرتوهای ایکس کم انرژی میشود:
  - ایکس های کم انرژی در کیفیت تصویر تاثیر ندارد ولی در دز بیمار تاثیر دارد.
  - فیلتر باعث کاهش آرتیفکت های beam hardening می شود.
- باعث تغییر در شکل طیف اشعه ایکس میشود:
  - اغلب پرتوهای کم انرژی از لبه ها حذف میکند.
  - یکنواخت شدن beam hardening بعداز عبور از فیلتر و بیمار بیشتر میشود.

Beam Filtration



دتکتور

ویژه گیهای مهم در هر دتکتور:

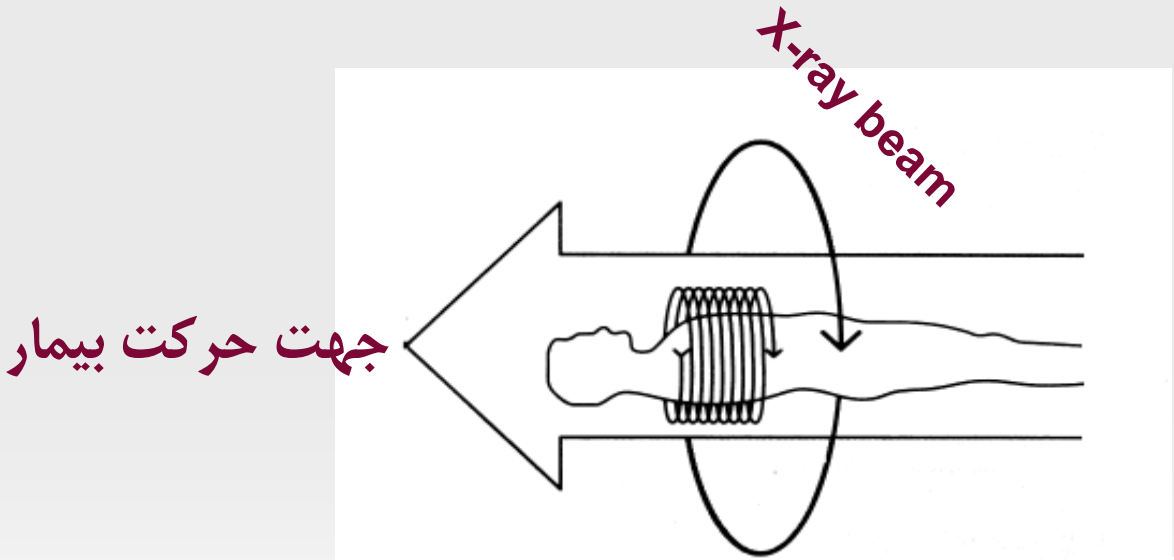
- راندمان دتکتور
- پاسخ زمانی (response time)
- دامنه اندازه گیری (dynamic range)
- تکرار پذیری
- پایداری الکترونیکی

CT های جدید

- Spiral scanner
- Multi-slice CT

Spiral (helical) CT

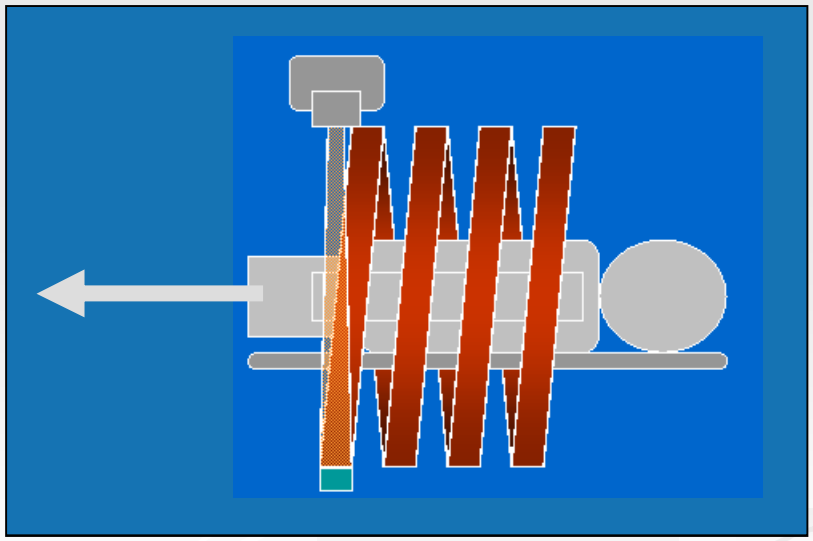
- در اسکنر اسپیرال، با چرخش تیوب، تخت بیمار نیز با سرعت یکنواخت از مقابل میدان اشعه عبور می کند. در نتیجه زمان اسکن کاهش یافته است و آزمایش CT سریعتر انجام می شود.



Spiral (helical) CT

در دستگاههای اسپیرال :

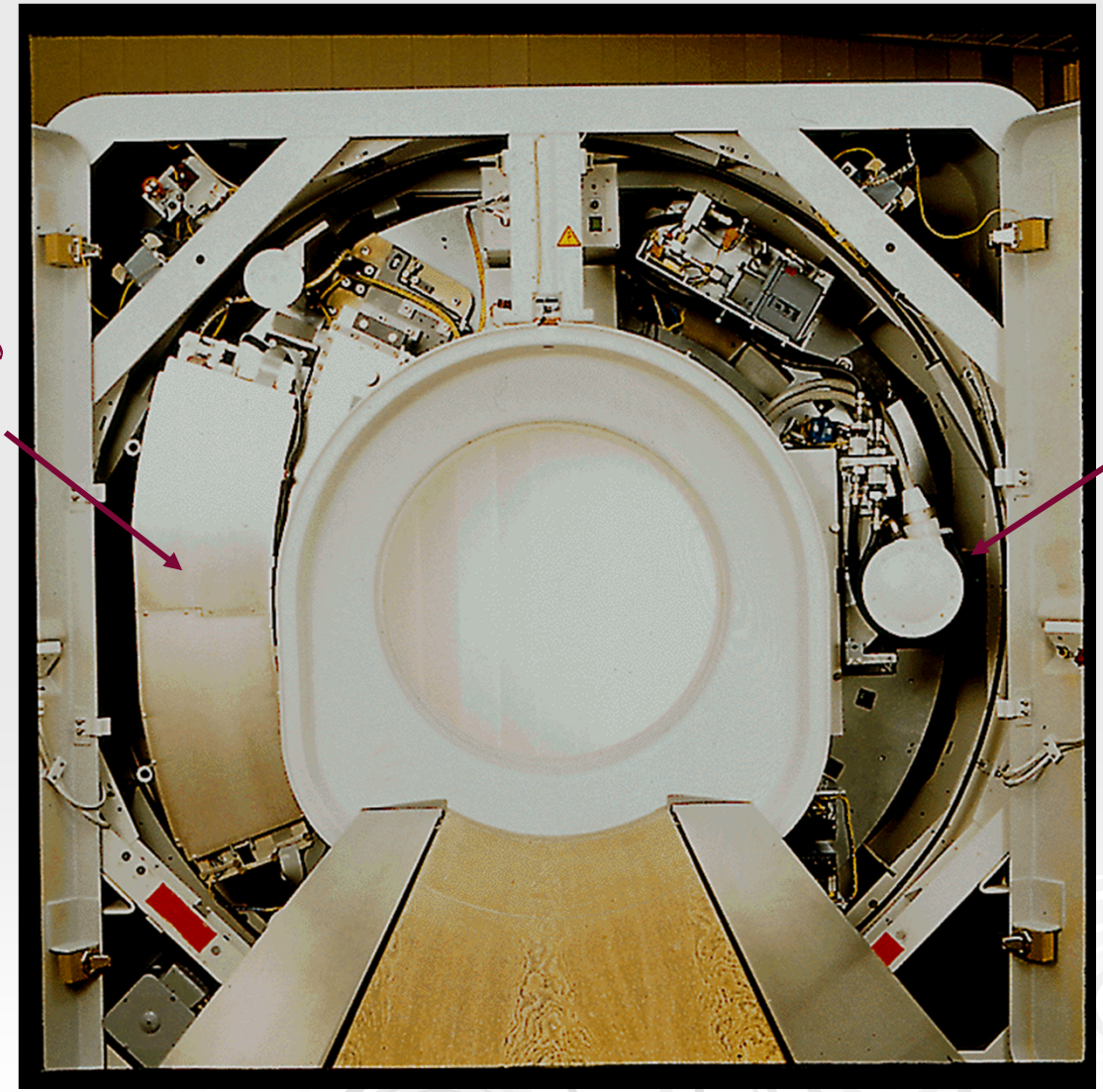
- حرکت تخت و گانتری همزمان است.
- حرکت تیوب بدور بیمار ، بشکل مارپیچ است.
- بین اسلایس ها و حرکت تیوب وقفه وجود ندارد.



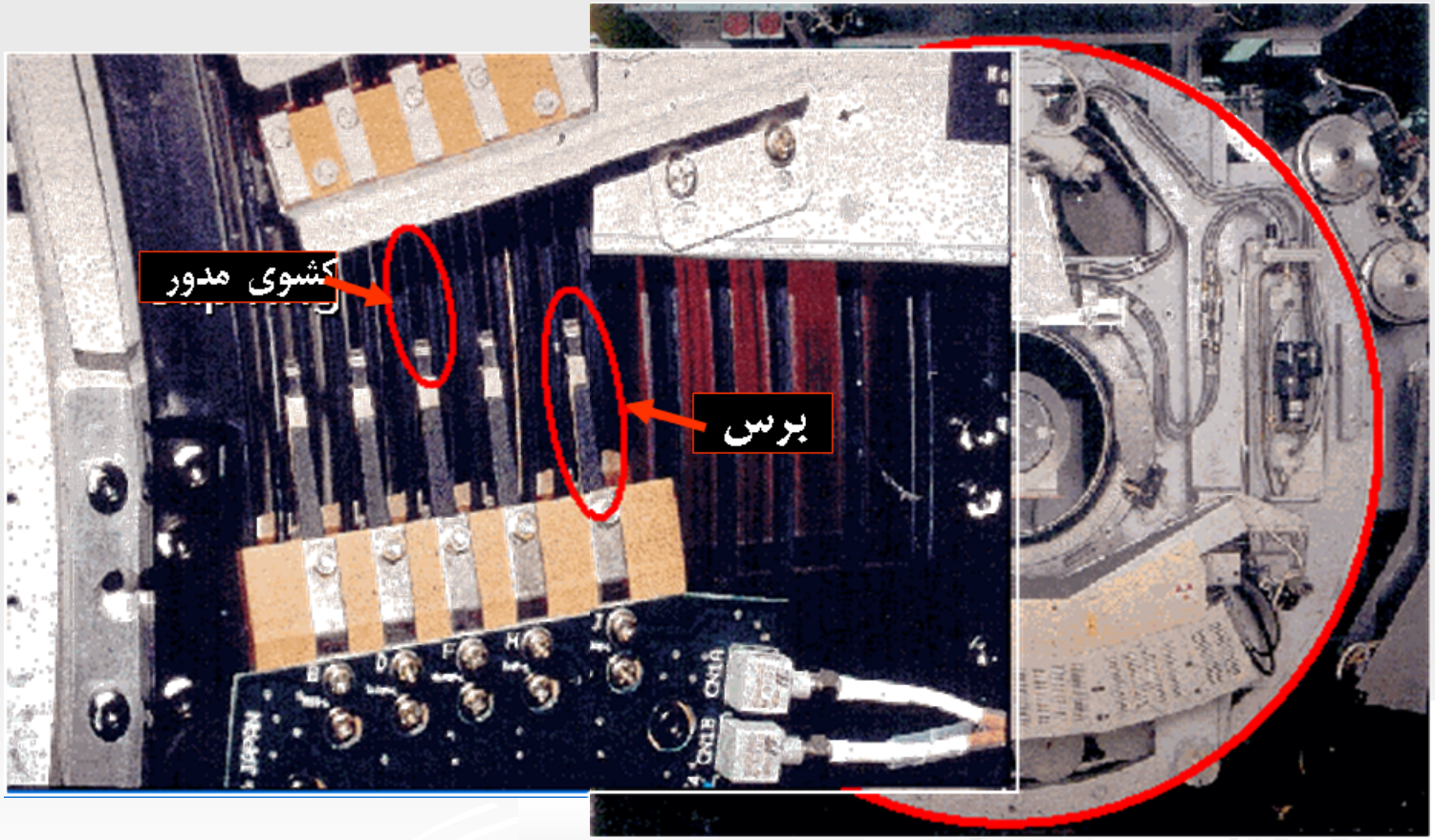
Spiral (helical) CT

در اسکنر اسپیرال ، برای چرخاندن تیوب از Slip Ring (کشوی مدور) استفاده می شود.

نمای داخلی تیوب چرخان



بکمک Slip Ring ، تیوب، دتکتور و تجهیزات وابسته به آن، میتوانند بطور پیوسته دور تخت حرکت کنند.



Helical Pitch

$$\text{Pitch} = \frac{\text{حرکت تخت در یک دور چرخش تیوب}}{\text{ضخامت اسمی اسلایس}}$$

مثال:

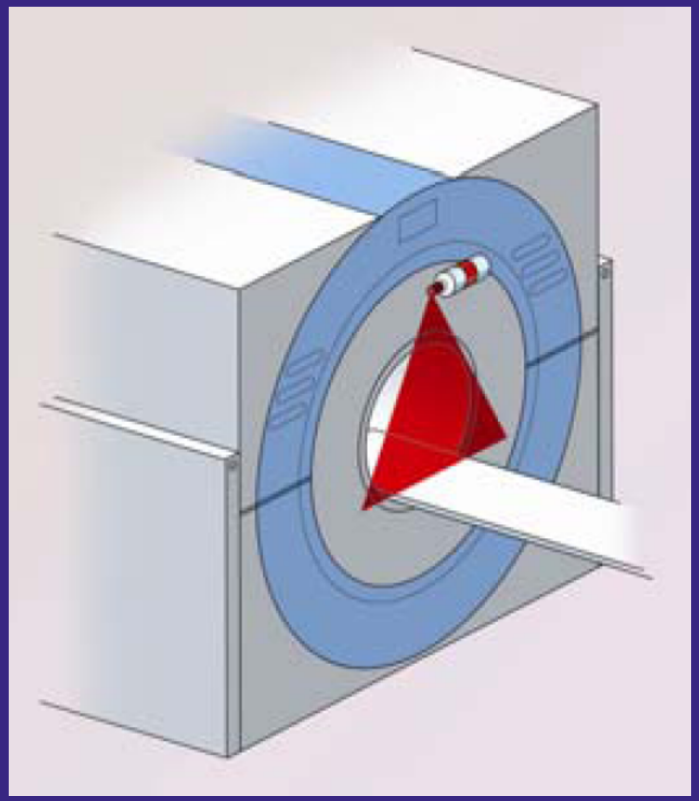
	مثال ۱	مثال ۲
مقدار حرکت تخت در یک دور چرخش تیوب	5mm/rot	10mm/rot
ضخامت اسلایس	5mm	5mm
Pitch	5/5 = 1	10/5 = 2

Pitch

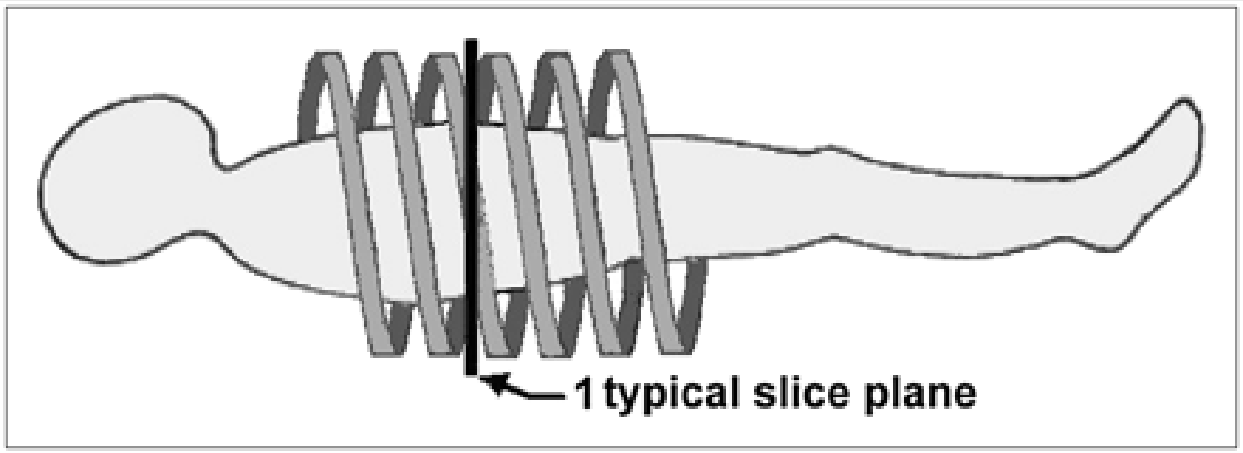
فرض کنید یک رنگ باش اسپری در محل تیوب ایکس قرار داشته باشد و هر بار اسپری تصویر یک اسلایس را ایجاد نماید.

$$\text{Pitch} = \frac{\text{مقدار حرکت تخت}}{\text{عرض اسلایس}}$$

$$\text{Pitch} = \frac{\text{مقدار حرکت تخت}}{\text{عرض ناحیه رنگ شده}}$$

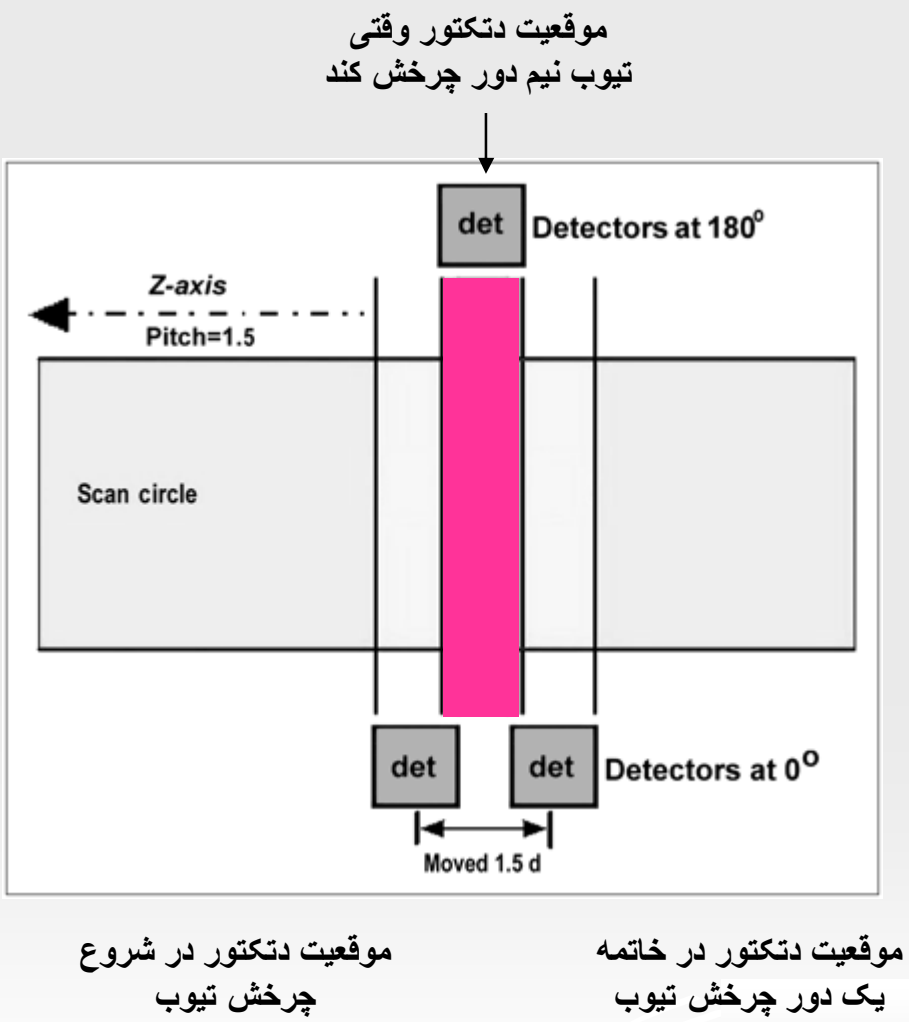


تفسیر اطلاعات در Helical CT



- در سی تی اسپرال (helical) برای باز سازی تصویر در یک مقطع از اطلاعات نواحی اطراف مقطع استفاده می شود.

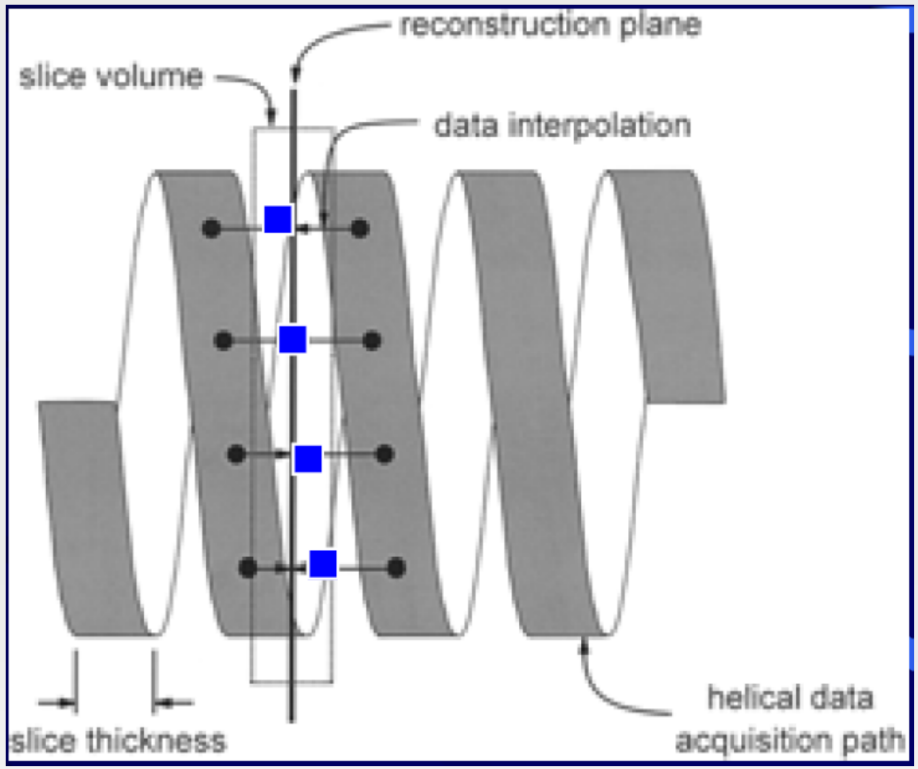
Helical CT



A

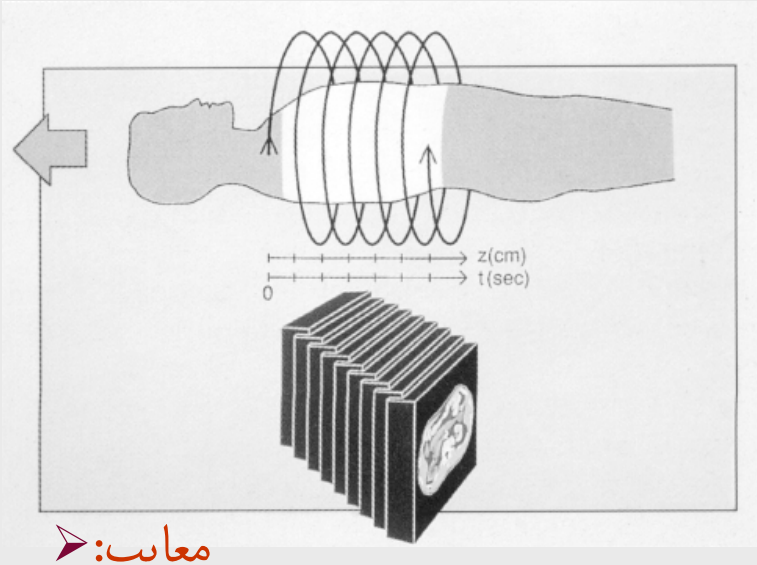
- در شکل روبرو سرعت تخت بنحوی انتحاب شده که در یک دور چرخش تیوب، تخت 1.5 برابر ضخامت اسلایس (d) مورد نظر حرکت می کند.
- ناحیه صورتی رنگ مقطعی به ضخامت d از بدن بیمار میباشد (ضخامت اسلایس d).
- برای بازسازی تصویر این اسلایس، اطلاعات مربوط به ناحیه 1.5d جمع آوری و تفسیر می گردد (مثلا اگر ضخامت اسلایس 7mm باشد اطلاعات از ناحیه ای بضخامت 10.5mm جمع آوری می شود.)

Helical Interpolation



- جمعاوری data (نقاط سیاه رنگ)
- تصحیح اطلاعات و برآورد اطلاعات ۱۸۰ درجه (مربعات آبی رنگ)
- تفسیر تصویر براساس اطلاعات جمع آوری شده و اطلاعات بازسازی شده.
- برای سی تی هلیکال به کامپیوترهای سرعت بالا نیاز است.

مزایا و معایب اسکنر های اسپیرال



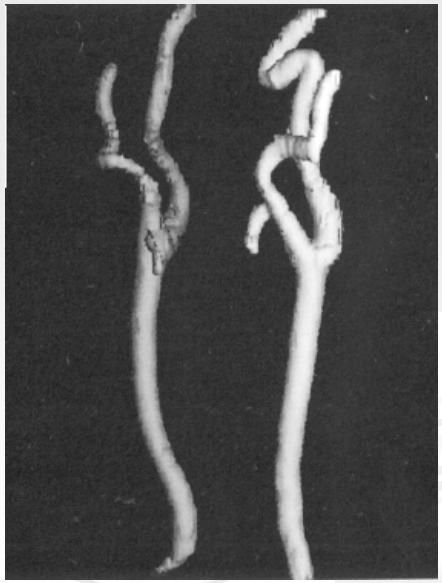
در اسکنر اسپیرال، حجم اطلاعات جمع آوری شده بیشتر است.axialاسکنر های

مزایا:

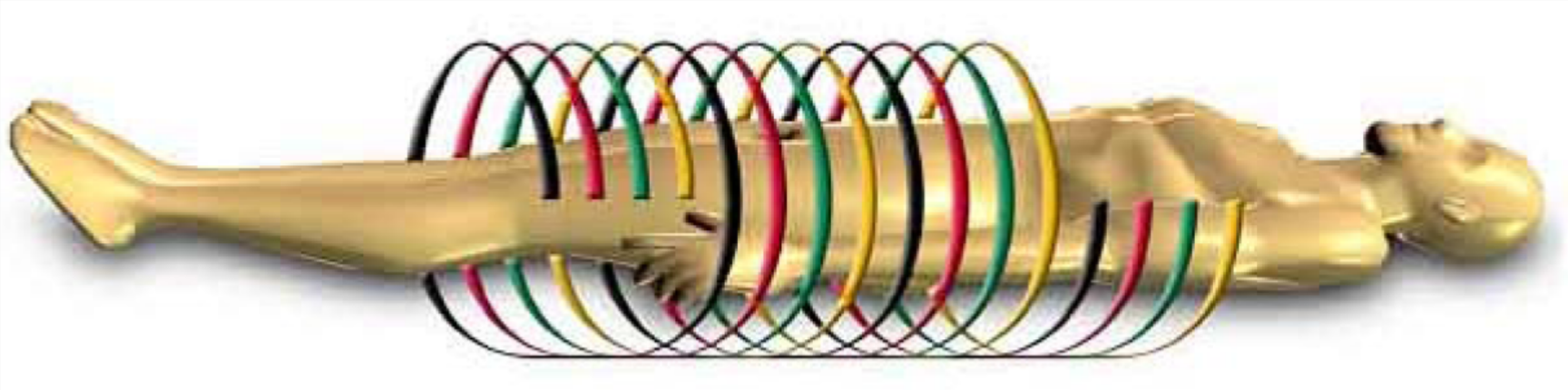
- از دست ندادن اطلاعات بین اسلایس ها
- تصاویر اندامهای متحرک بعلت کاهش زمان اسکن با وضوح بهتر تهیه شود.

➢معایب:

- افزایش دز (عملکرد دستگاه طوری است که ممکن است ناحیه تحت تابش بزرگتر از ناحیه مورد نظر انتخاب شود).
- استفاده شود 1.5 های بزرگتر از pitchاگر از کیفیت تصویر کاهش می یابد.
- این تکنیک ذاتا دارای آرتیفکت است.

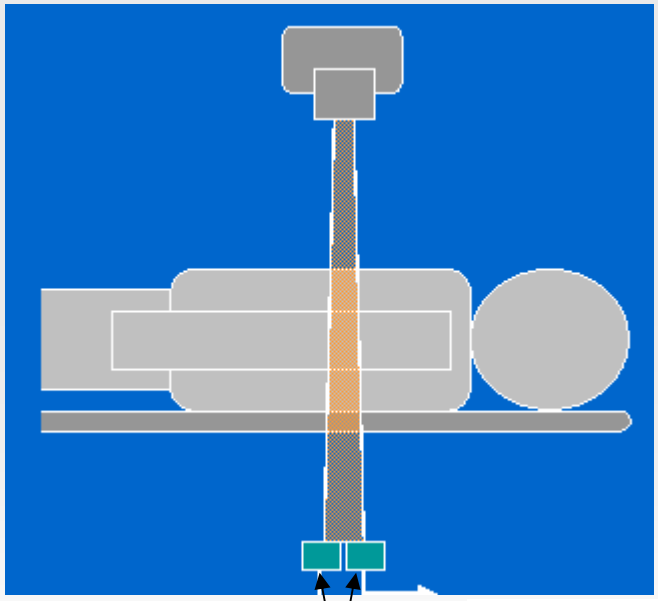


Multi-slice scanner

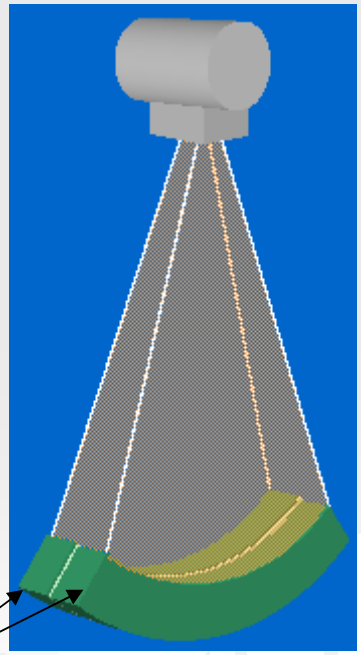


اسکنر ۲ اسلایسی (Dual slice scanning)

- این نوع اسکنر ها دارای دو ردیف دتکتور است .
- با یک دور چرخش تیوب، اطلاعات مربوط به دو اسلایس جمع آوری می شود .



دتکتور ها



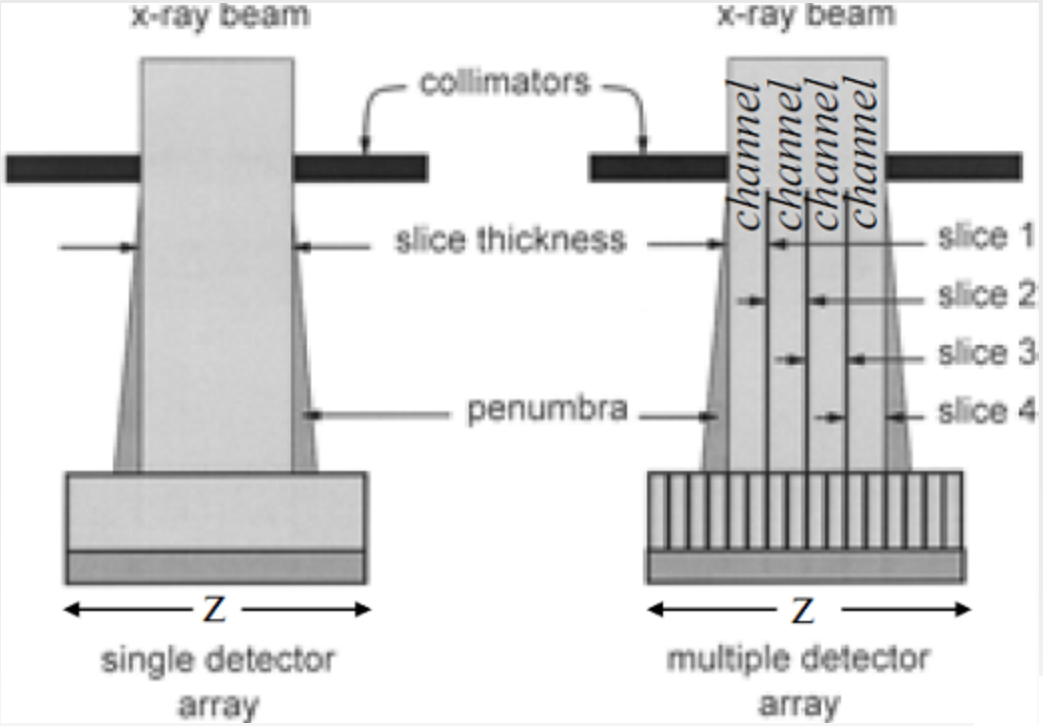
دتکتور ها

اسکنر ۲ اسلایسی (Dual slice scanning)

امکانات اسکنر های دو اسلایسی:

- سرعت دو برابر اسکنر های تک اسلایسی
- کلیماتور باریک تر (2x0.5mm)

دتکتور های یک کاناله و چند کاناله

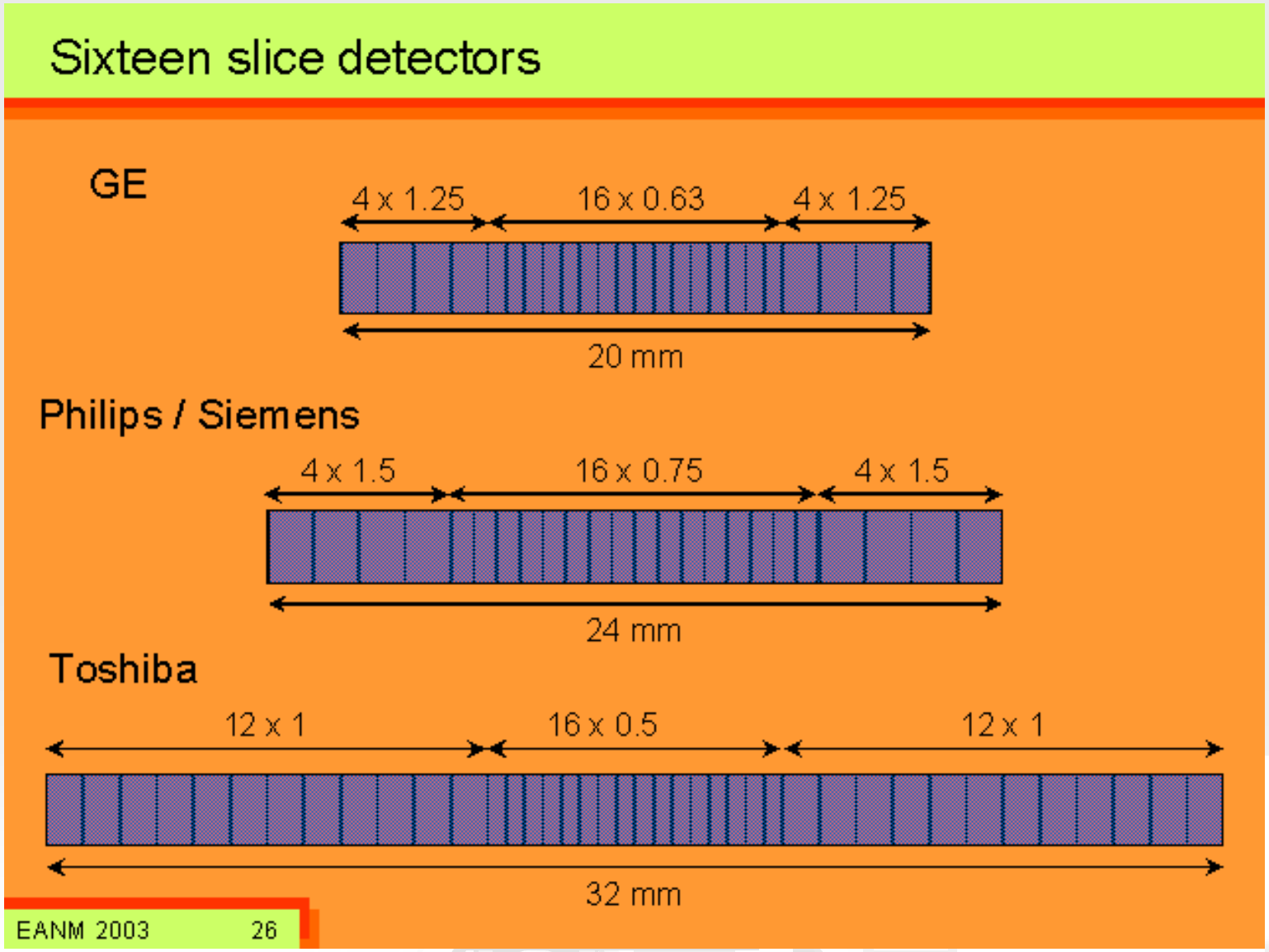


اسکنر ۱٦ اسلایسی

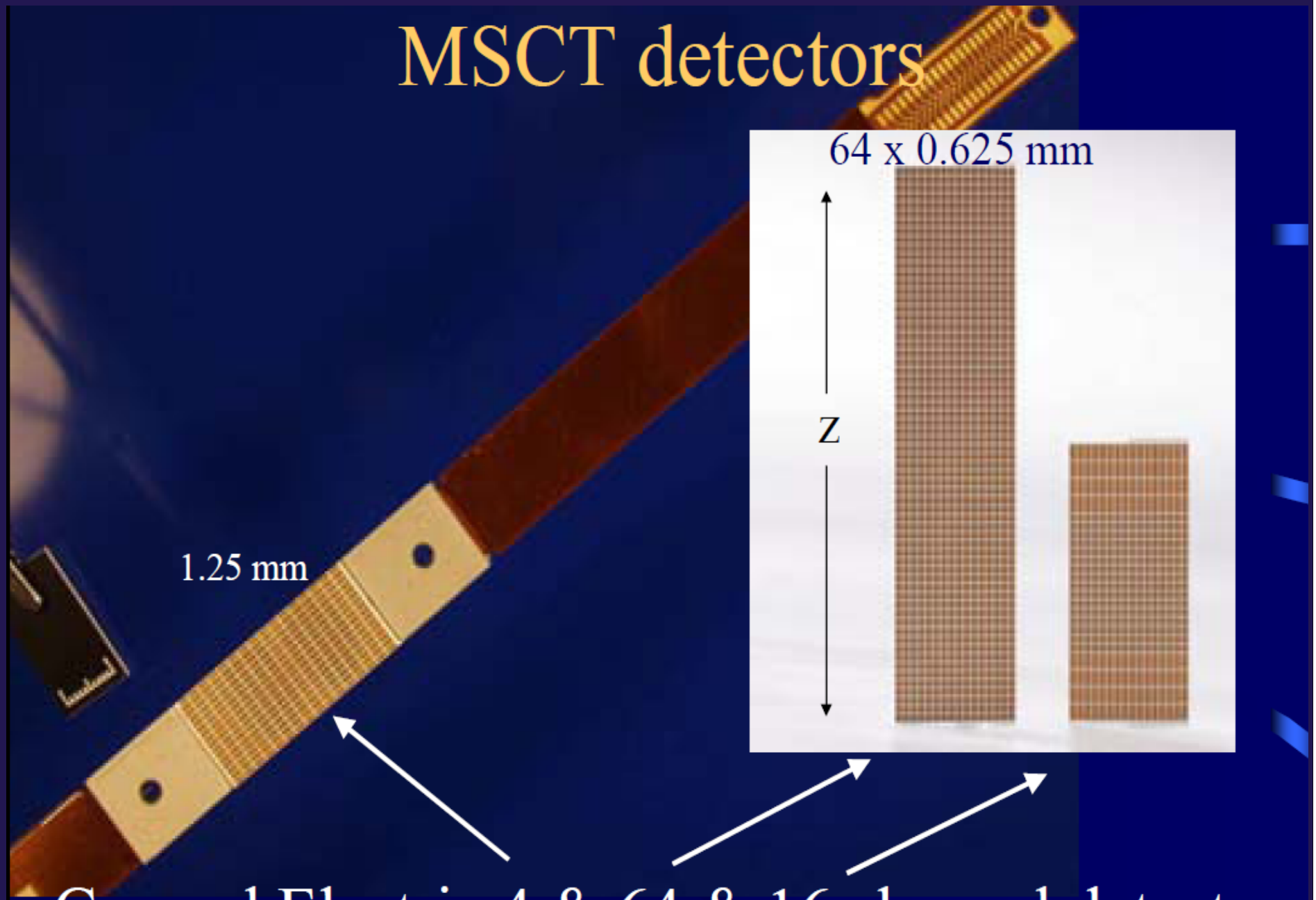
جدید ترین مدل های اسکنر ۱٦ اسلایسی

	GE LightSpeed 16	Philips Mx8000 ITD	Siemens Sensation 16	Toshiba Aquilion 16
عرض دتکتور در جهت Z (mm)	20	24	24	32
حداقل ضخامت اسلایس (mm)	16 x 0.63	16 x 0.75	16 x 0.75	16 x 0.5
مدت یک دور چرخش تیوب (mm)	0.5	0.5	0.5	0.5

دتکتور های ۱۶ اسلایس (سازنده گان مختلف)

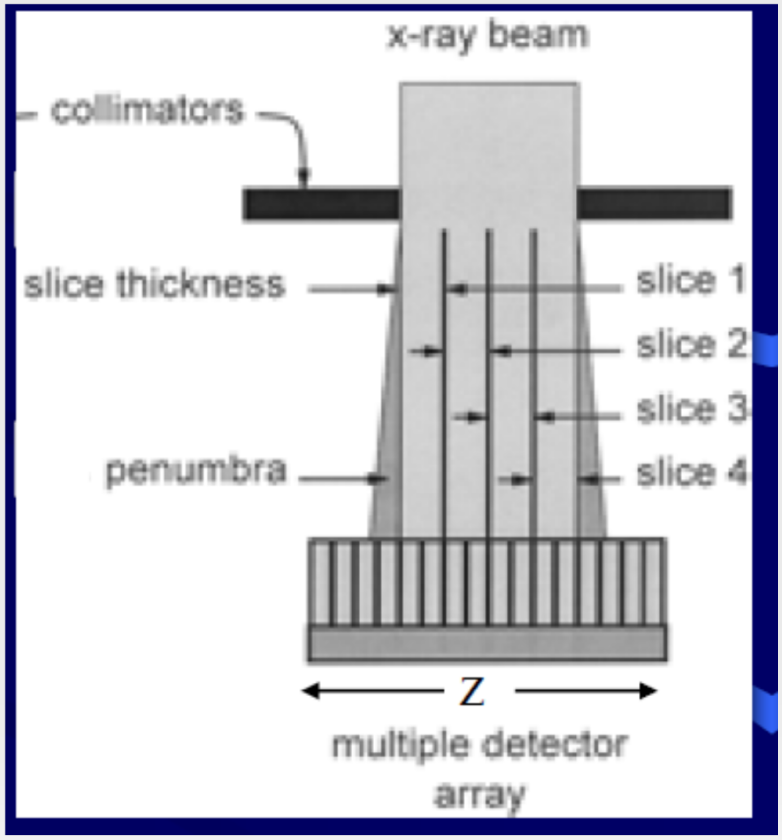


MSCT detectors



General Electric 4 & 64 & 16 channel detectors

در سی تی چند اسلایسه Pitch



کانال خروجی تعیین کننده عرض تصویر می باشند.

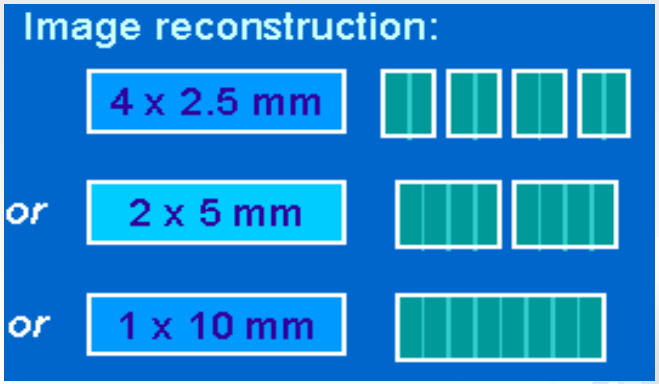
$$Pitch = \frac{\text{table movment(mm)}}{\text{No. of channels} \times \text{channel thickness(mm)}}$$

قابلیت بازسازی تصویر در اسکنر های مالتی اسلایس

- در اسکنر های چند اسلایسه (Multi Slice) ، عرض ناحیه جمع آوری اطلاعات ممکن است با عرض اسلایس روی تصویر متفاوت باشد.
- اطلاعات بیش از یک دتکتور ممکن است برای باز سازی تصویر با عرض اسلایس بزرگتر جمع آوری شود. (بدینوسیله بخشی از ارتیفکت ها کاهش می یابد).

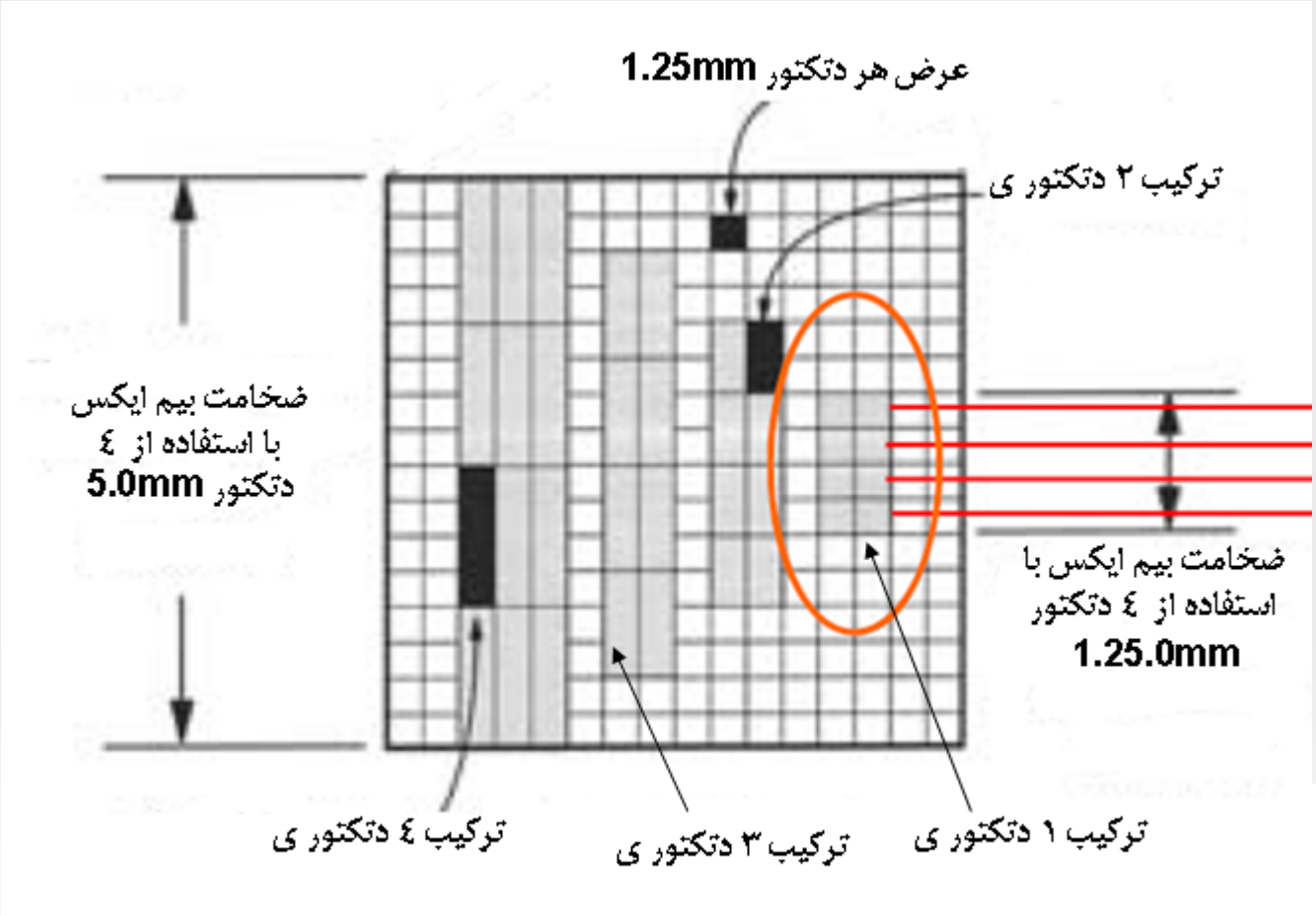
مثال:

فرض کنید اسکن با ضخامت 4X2.5mm انجام شده باشد.



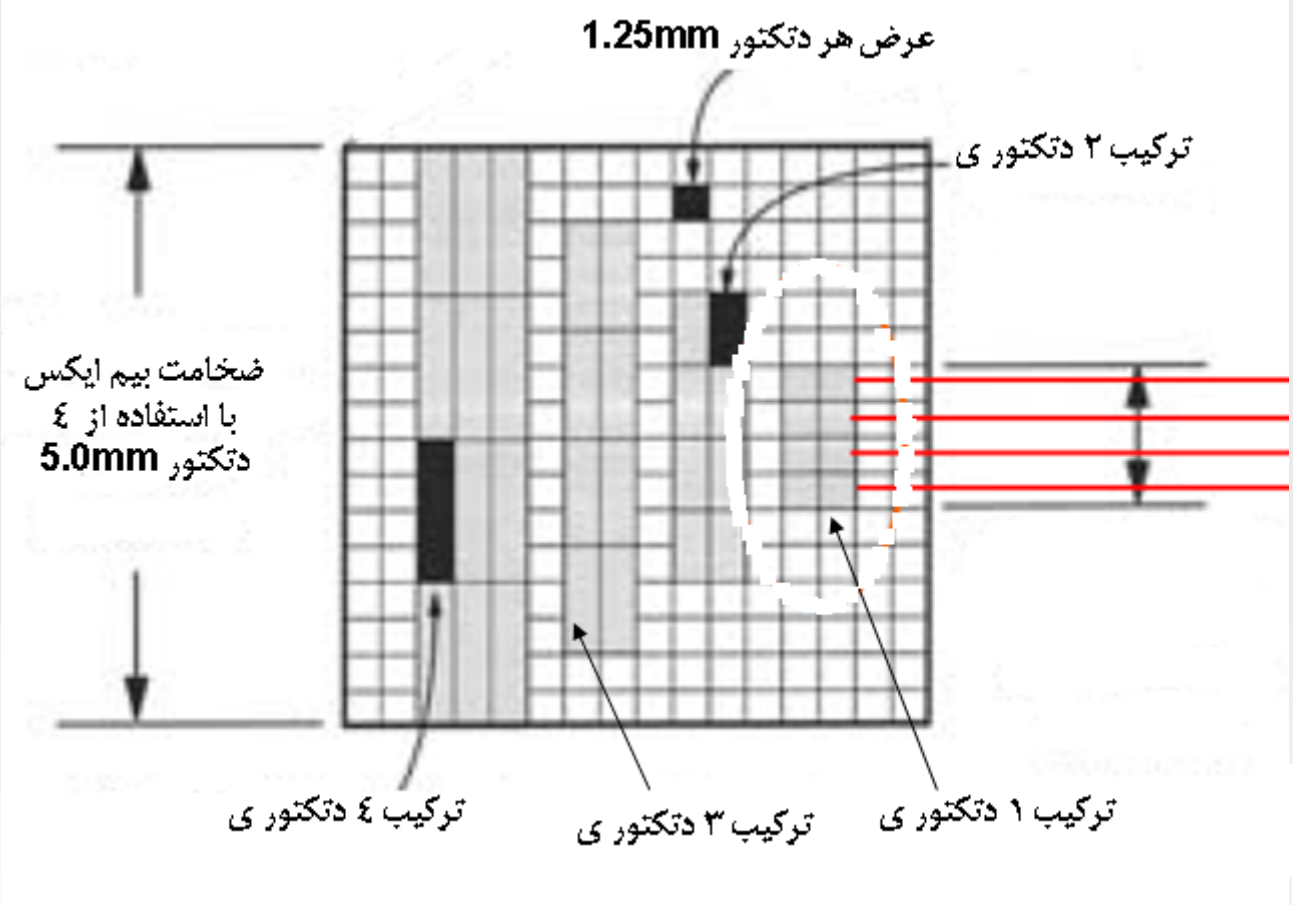
در این صورت تصویر باز سازی میتواند بصورت های مشخص شده در شکل رو برو تهیه شود:

سی تی چند اسلایسه
امکان تهیه تصویر مقاطع با عرض های مختلف



4 x 1.25 mm

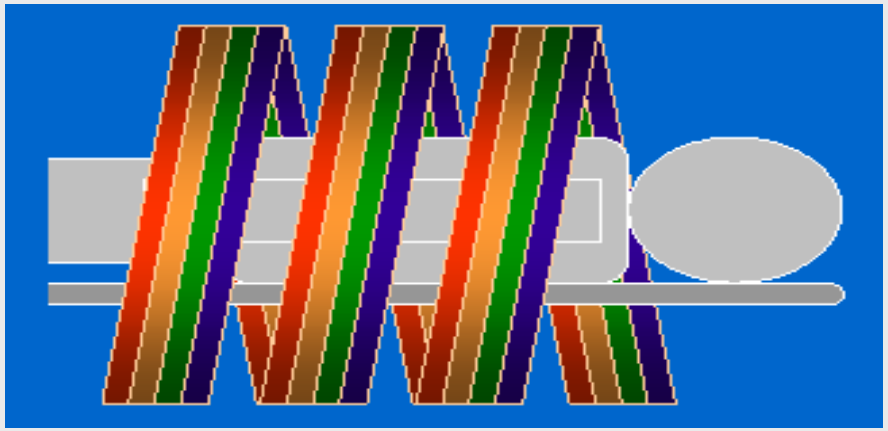
سی تی چند اسلایسه
امکان تهیه تصویر مقاطع با عرض های مختلف (ادامه)



تصویر 2 مقطع
2.5mm

باز سازی تصویر در سیستم اسپیرال مالتی اسلایس

Multi-slice helical

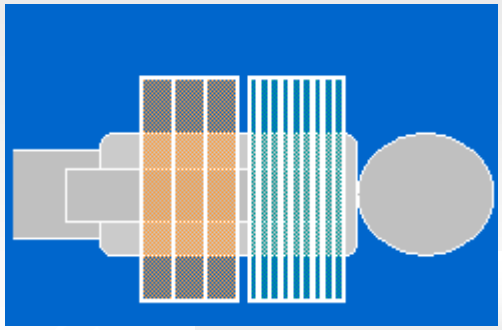


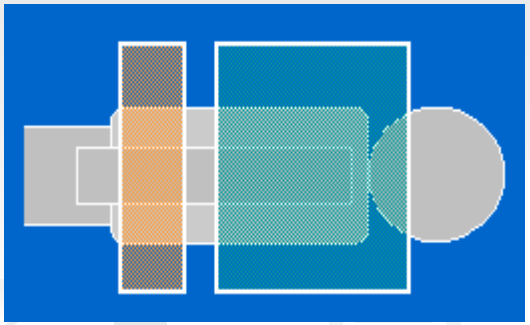
- مراحل تفسیر اطلاعات بمراتب پیچیده تر از اسکنر های تک اسلایس اسپیرال است.
- اصول تصویر سازی یکسان می باشد.
- برای ایجاد یک تصویر در یک موقعیت خاص روی محور Z ، اطلاعات تصویر در تمام زوایای اسکن مورد نیاز است.
- اطلاعات مربوط به هر جهت تابش (projection) با تفسیر اطلاعات سایر جهت ها با همان زاویه اسکن و موقعیت Z بدست می آید.

مزایای اسکنر های چند اسلایسه

الف – کاهش زمان جمع آوری اطلاعات:

- حجم بیشتری را می توان در زمان کمتری اسکن کرد.
- زمان اسکن در اسکنر های چند اسلایسه 0.5 ثانیه و در اسکنر های تک اسلایسه حدود 0.7 تا 0.8 ثانیه است.
- در شرایطی که 16 موقعیت در محور Z پوشش داده شود ، سرعت نسبت به تک سلایسه تا ۲۶ برابر افزایش می یابد.

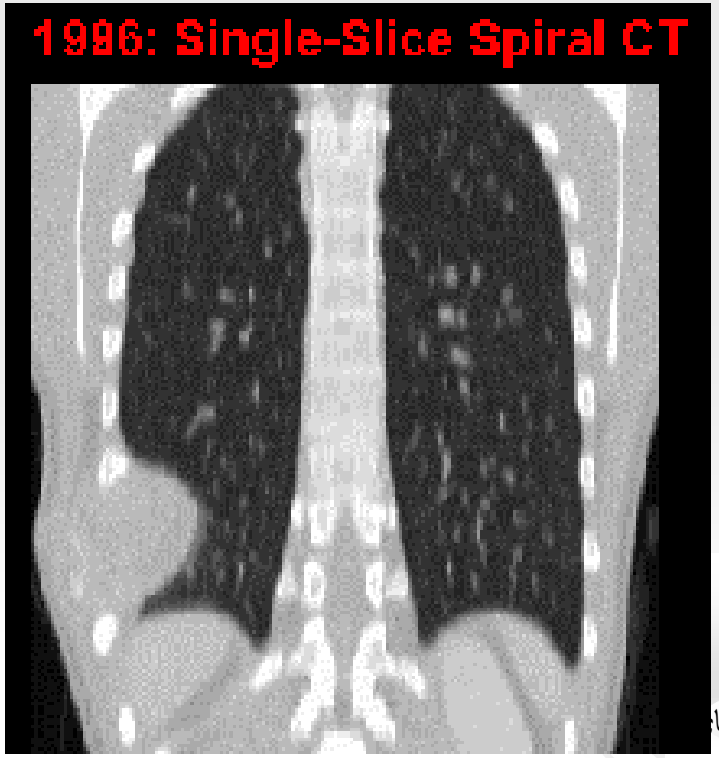


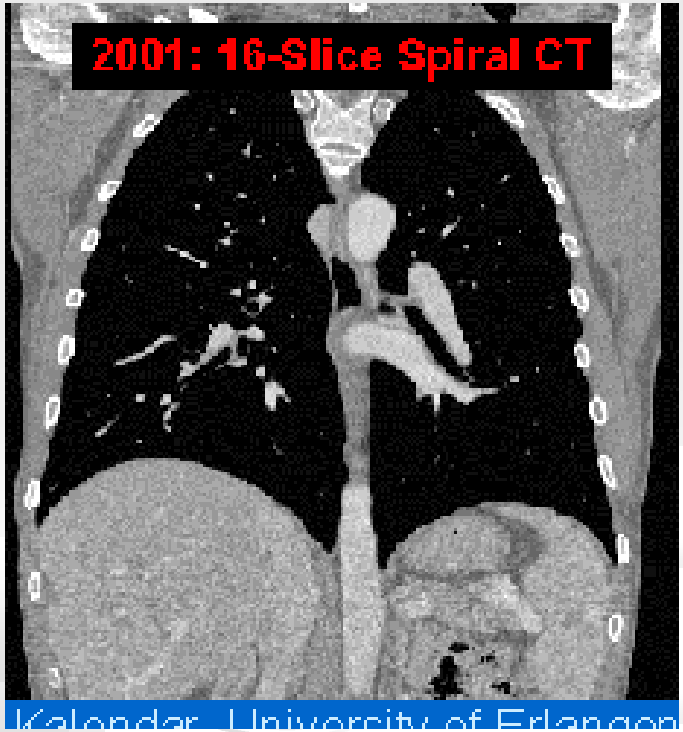


مزایای اسکنر های چند اسلایسه

ب – افزایش قدرت تفکیک در محور z

- باریک بودن ضخامت اسلایس باعث افزایش قدرت تفکیک در راستای محور Z میشود.
- با کاهش ضخامت در راستای Z جزئیات تصویر بهتر دیده می شود.
- با اسلایس 0.5mm تقریبا یک تصویر ایزوتروپیک بدست می آید.
- دستیابی به جزئیات بیشتر تصویر امکان پذیر است.



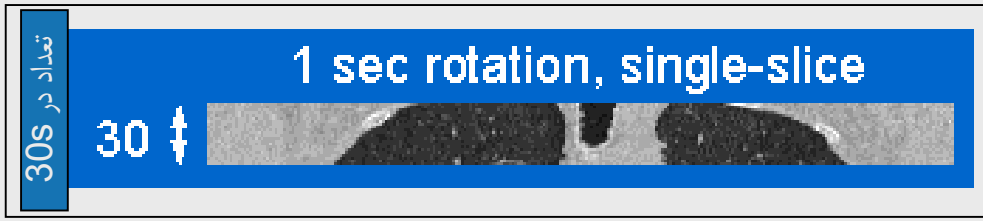


دزیمتری پرتوها

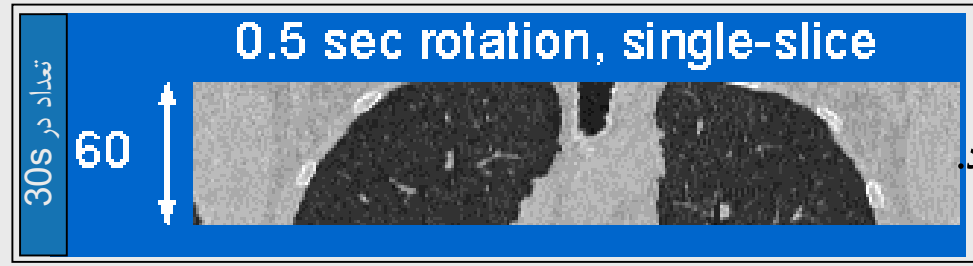
مزایای اسکنر های چند اسلایسه

ج- بزرگتر شدن حجم اسلایس

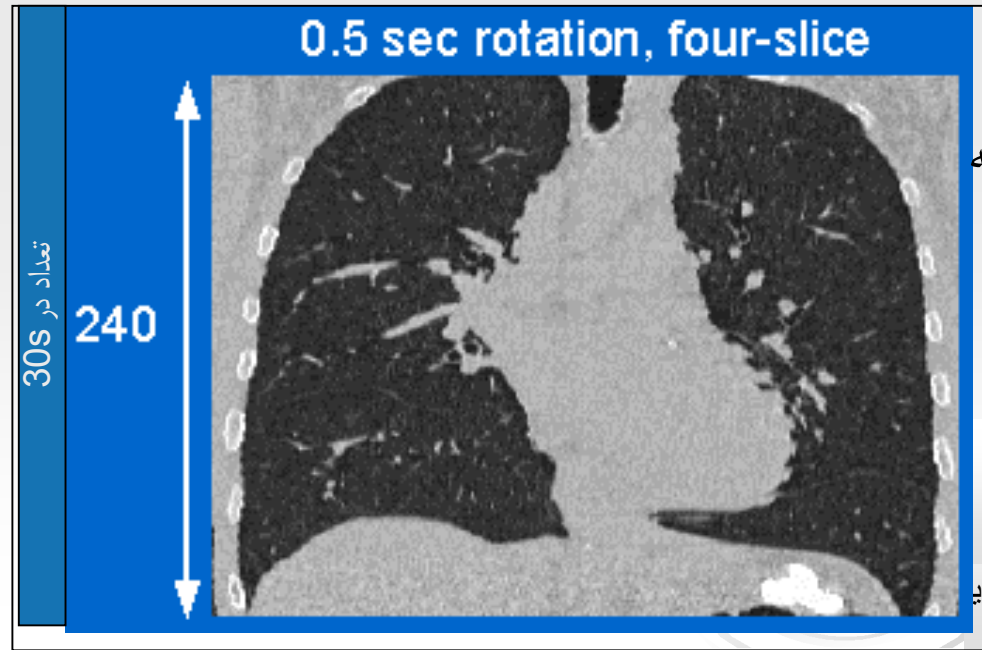
چند اسلایس 1mm در مدت 30 ثانیه می توان تهیه نمود؟



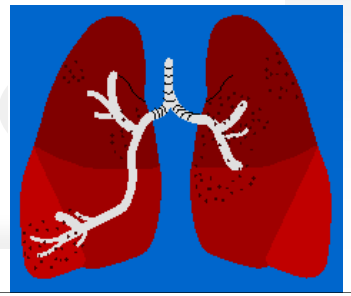
در سیستم تک اسلایسه، اگر سرعت یک دور چرخش تیوب 1sec باشد، 30 عدد اسلایس در 30sec تهیه می شود.



در سیستم تک اسلایسه، اگر سرعت یک دور چرخش تیوب 0.5sec باشد، 60 عدد اسلایس در 30sec تهیه می شود.



در سیستم چهار اسلایسه، اگر سرعت یک دور چرخش تیوب 0.5sec باشد، تعداد 240 عدد اسلایس در 30sec تهیه می شود. بعبارت دیگر 240mm از سطح بدن بیمار در مدت 30sec اسکن میشود.



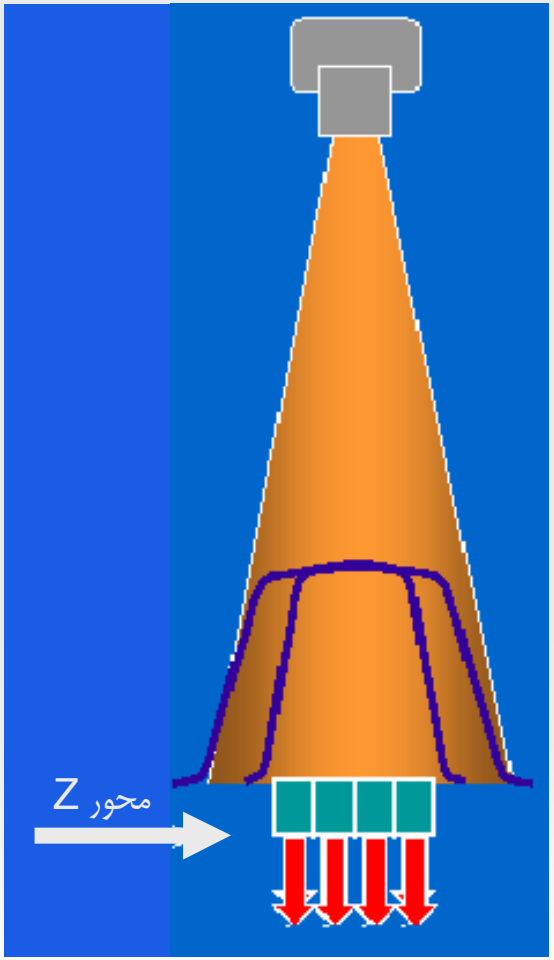
افزایش سرعت اسکن در سیستم مالتی اسلایس

Detector	Beam Thick. (mm)	# rotations	Total scan time (sec)
1 x 1.25	1.25	160	128
4 x 1.25	5	40	32
8 x 1.25	10	20	16
16 x 1.25	20	10	8
64 x .625	40	5	4

در شرایطی که سرعت چرخش pitch=1 با 20cm از یک ناحیه بدن بطول 1.25mm تهیه تصویر با مقطع باشد. 0.8s یک دور تیوب برابر

معایب اسکنر های چند اسلایسه

الف –عریض شدن میدان اشعه در جهت محور z و افزایش دز بیمار



- در اسکنر های تک اسلایس، عرض بیم اشعه (در جهت محور Z) تقریبا برابر با عرض تصویر است.
- در اسکنر هائی که تعداد اسلایس های چهار (یا بیشتر) دارند عرض میدان اشعه حدود ۲ تا ۳ میلیمتر بیشتر از عرض تصویر خواهد بود زیرا:
  - ✓ شدت اشعه در امتداد محور Z یکنواخت نیست.
  - ✓ دتکتور ها باید شدت اشعه یکسان دریافت کنند.
- برای دستیابی به کیفیت یکسان در تصویر، دز بیمار در دستگاههای چند اسلایسه بیشتر از دستگاههای تک اسلایس می باشد بخصوص هر چه کلیماتور کوچکتر شود.

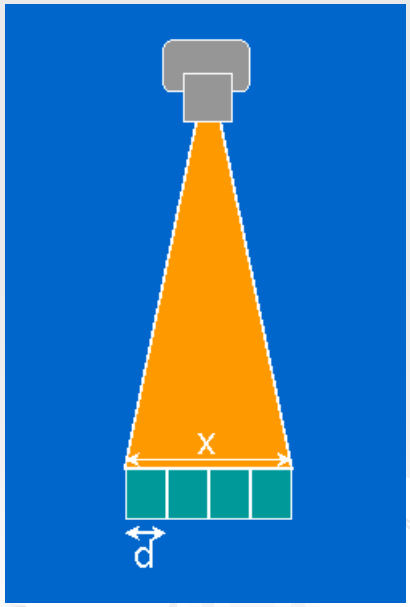
Pitch in Multi-slice

- در سیستم تک اسلایسه، Pitch مقدار حرکت تخت تقسیم بر عرض **اسلایس** تعریف شده است.
- در سیستم های چند اسلایسه، Pitch مقدار حرکت تخت تقسیم بر عرض **بیم اشعه** یا عرض **دتکتور** تعریف نمود.

$$Pitch_x = \frac{\text{مقدار حرکت تخت}}{\text{عرض میدان اشعه}(x)}$$

$$Pitch_d = \frac{\text{مقدار حرکت تخت}}{\text{عرض دتکتور}(d)}$$

$$Pitch_d = Pitch_x \quad (\text{تعداد اسلایس ها})$$



Pitch in Multi-slice

در سیستم های چند اسلایسه، Pitch بدو صورت تعریف می شود:

۱- مقدار حرکت تخت تقسیم بر عرض بیم اشعه:

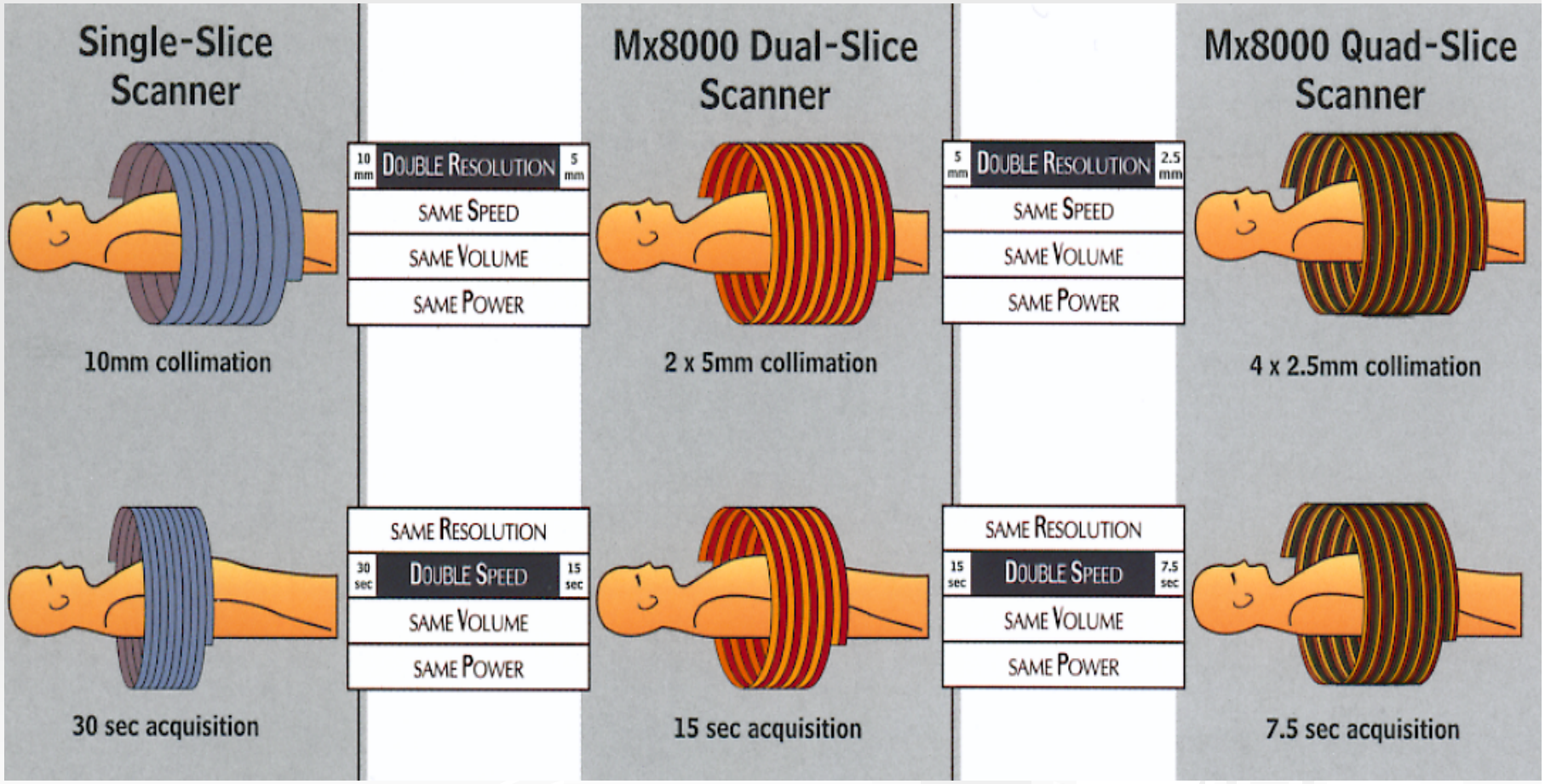
$$\text{Pitch}_x = \frac{\text{مقدار حرکت تخت در یکدور چرخش تیوب}}{\text{عرض میدان ایکس}(x)}$$

۲- مقدار حرکت تخت تقسیم بر عرض دتکتور:

$$\text{Pitch}_d = \frac{\text{مقدار حرکت تخت در یکدور چرخش تیوب}}{\text{عرض دتکتور}(d)}$$

$$\text{Pitch}_d = \text{Pitch}_x \ X \ (\text{تعداد اسلایسها})$$

مقایسه اسکنر های تک اسلایسه، دو اسلایسه و چهار اسلایسه



پایان

قدرت تفکیک

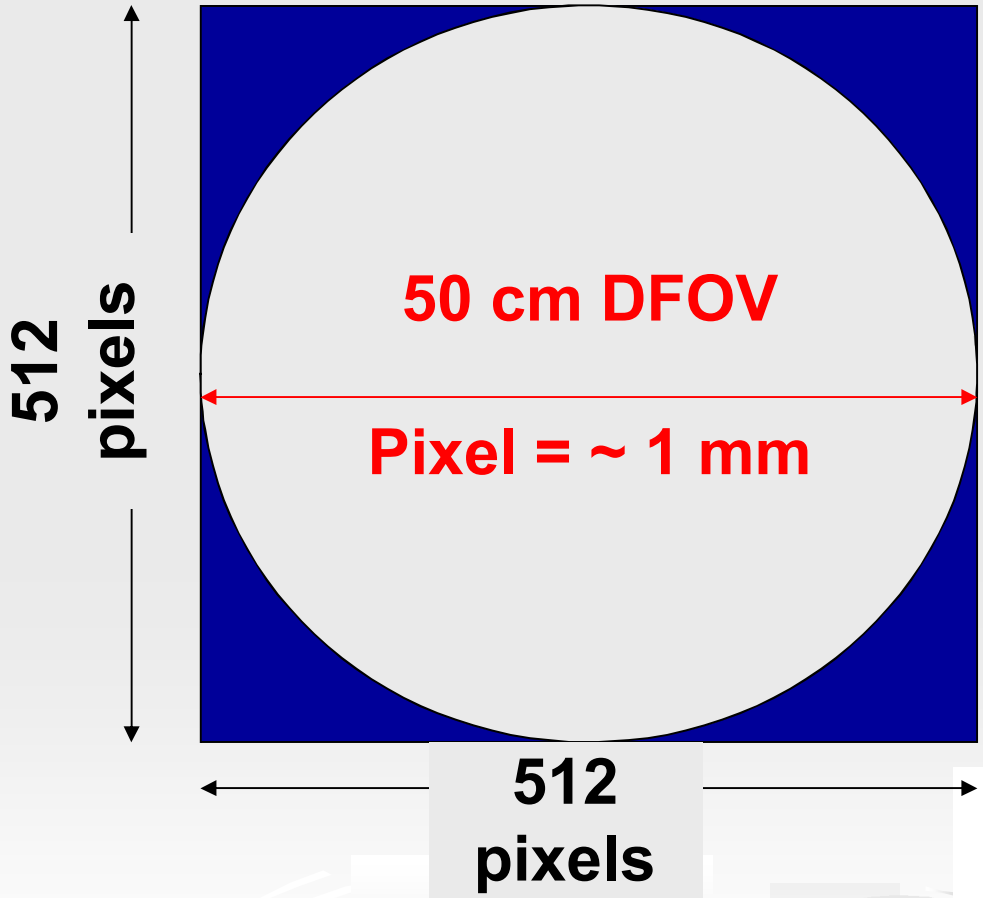
توانائی برای تشخیص اشیاء کوچک از زمینه به عوامل زیر بستگی دارد:

- Display Field of View (DFOV) size
- Reconstruction filter (algorithm, kernel)
- X-ray tube focal spot size
- Image thickness (blurs edges of objects)
- Pitch (blurs edges of objects)
- Patient motion
- Image zoom

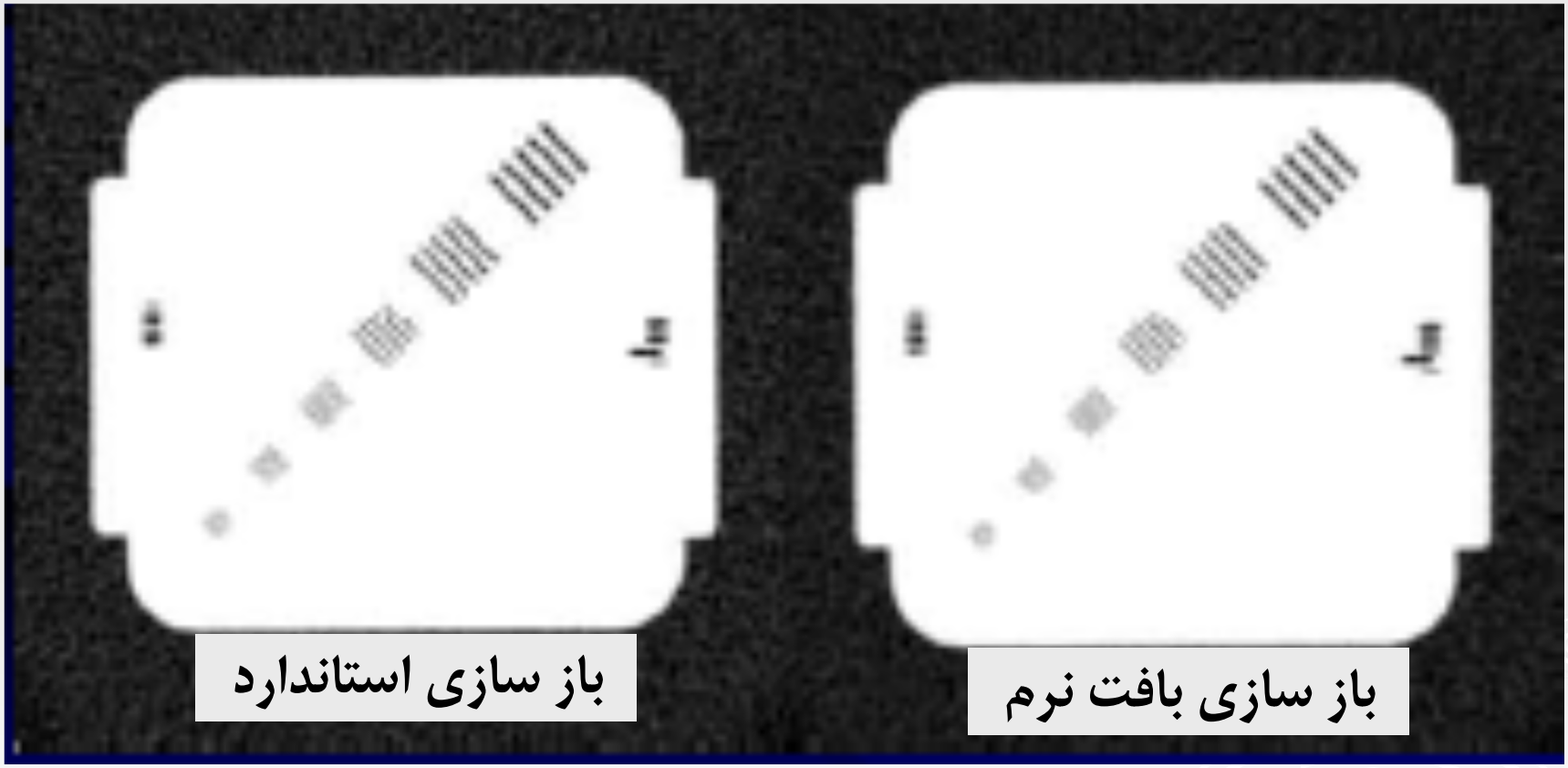
Voxel size = DFOV/512

X-Y Voxel Size

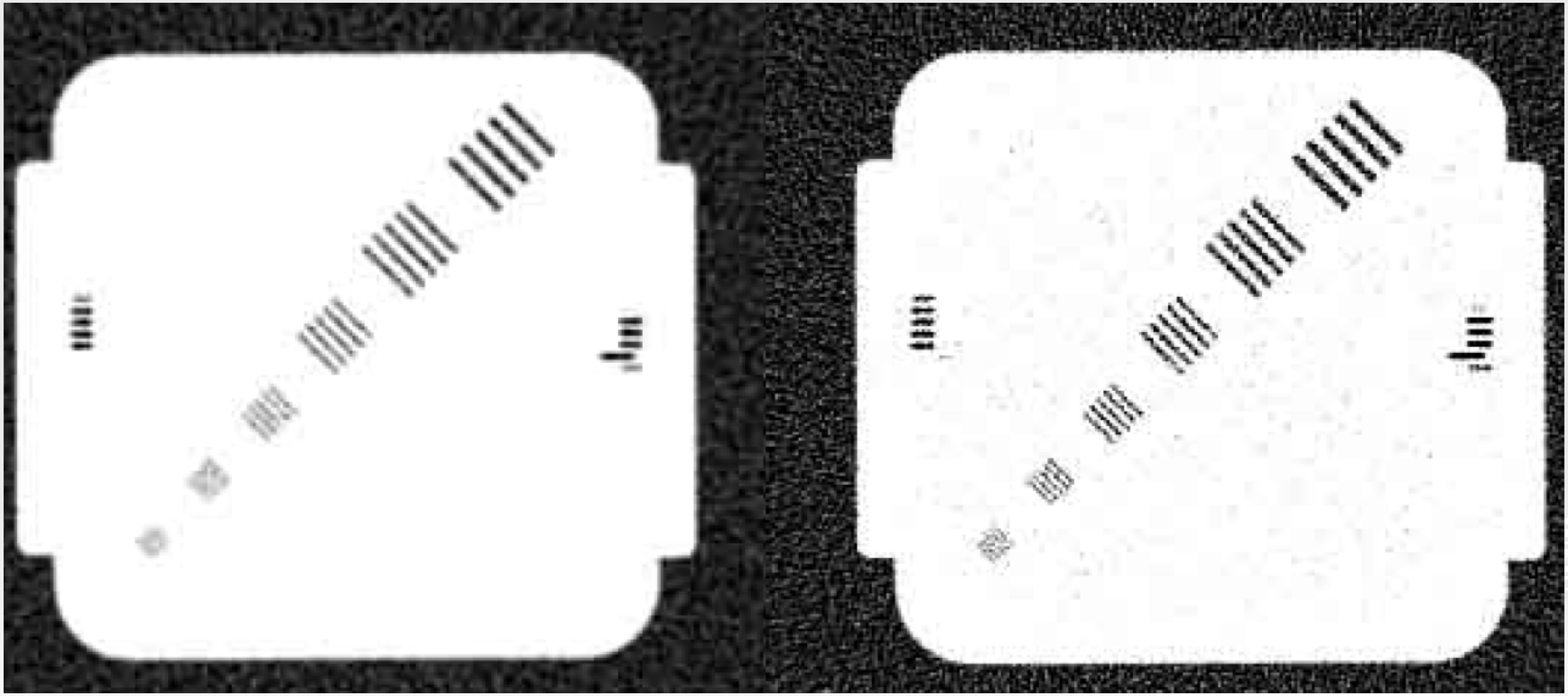
مثال : اگر مونیتور 512x512 پیکسل باشد ، در این صورت میدان دید روی صفحه مونیتور (DFOV) با فرض هر پیکسل 1mm برابر با 50cm خواهد بود.



تاثیر فیلتر بازسازی در قدرت تفکیک و نویز



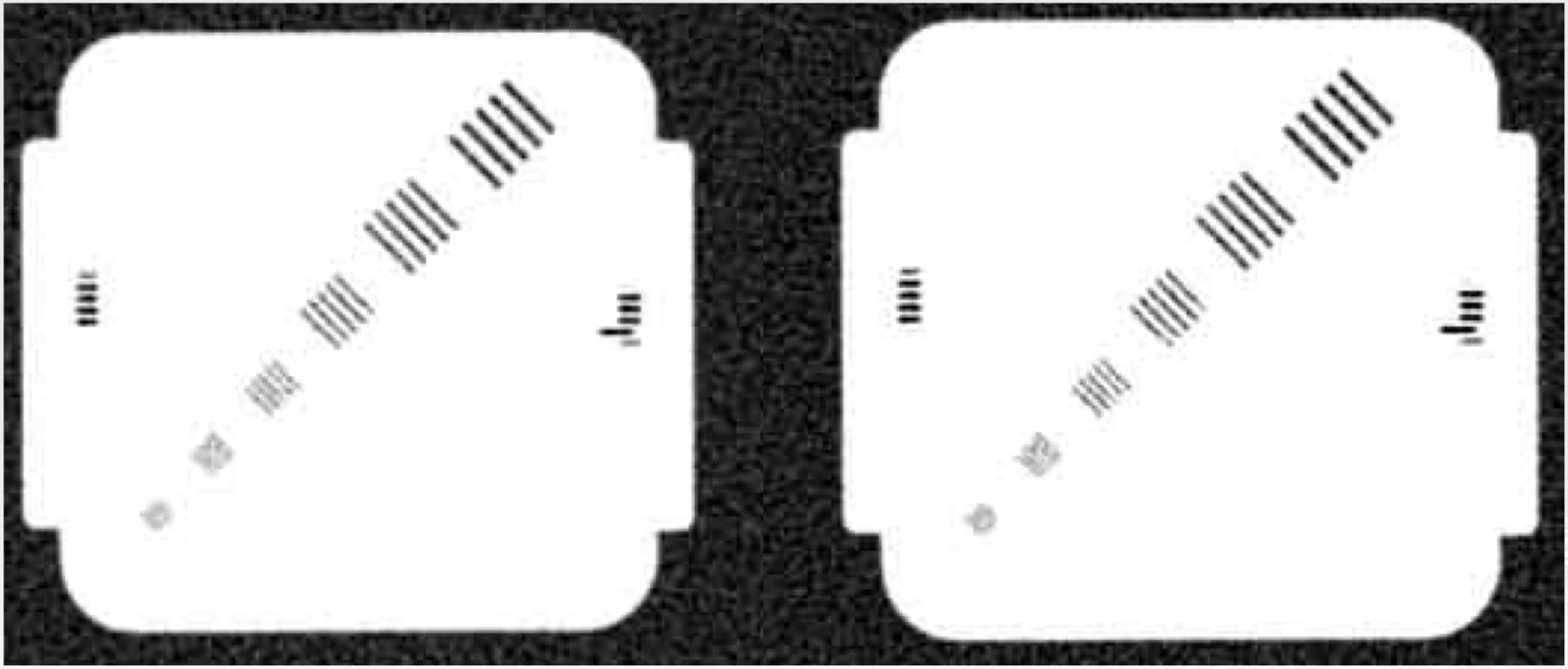
تاثیر فیلتر بازسازی در قدرت تفکیک و نویز



باز سازی استخوان

باز سازی استاندارد

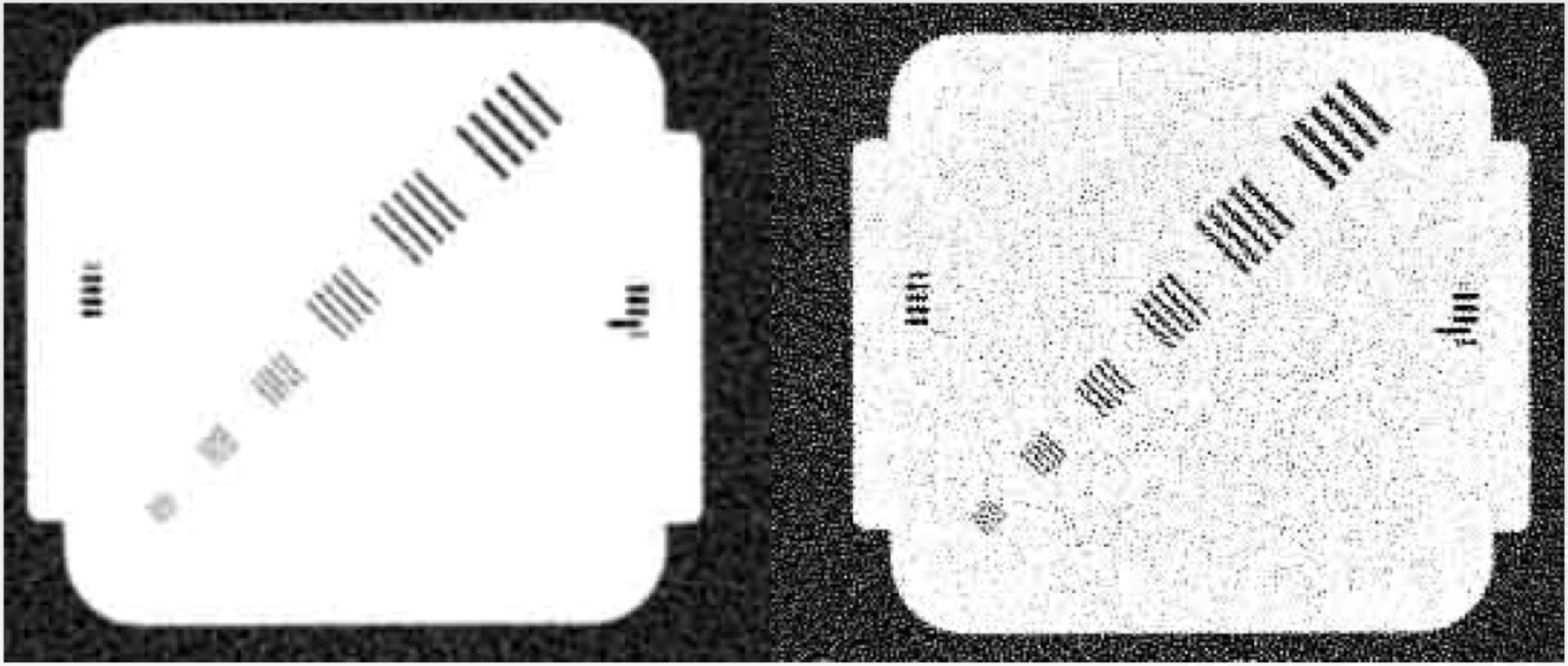
تاثیر فیلتر بازسازی در قدرت تفکیک و نویز



باز سازی detail

باز سازی استاندارد

تاثیر فیلتر بازسازی در قدرت تفکیک و نویز



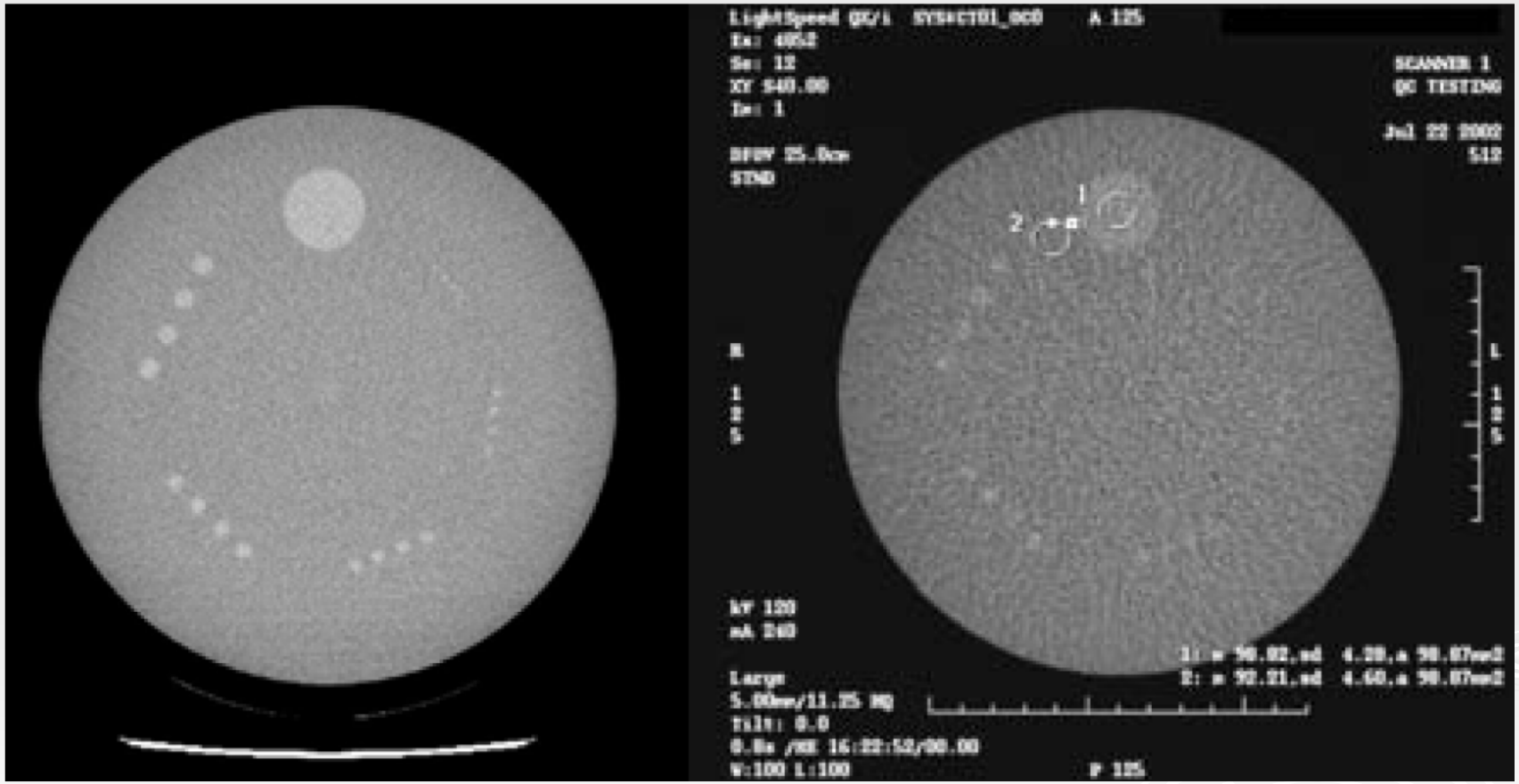
باز سازی edge

باز سازی استاندارد

تاثیر فیلتر بازسازی در نویز

Recon Filter	Std Dev Water Img
Soft	3.8
Standard	4.7
Lung	19.6
Detail	6.5
Bone	18.8
Edge	35.8
Bone Plus	27.0

ACR Phantom - Low Contrast Section



120 kVp, 1600 mAs **120 kVp, 192 mAs**

CT Number

- **Contrast scale**

  CT number for water = 0 at all energies

  – **CT number range –1024 to +3072**

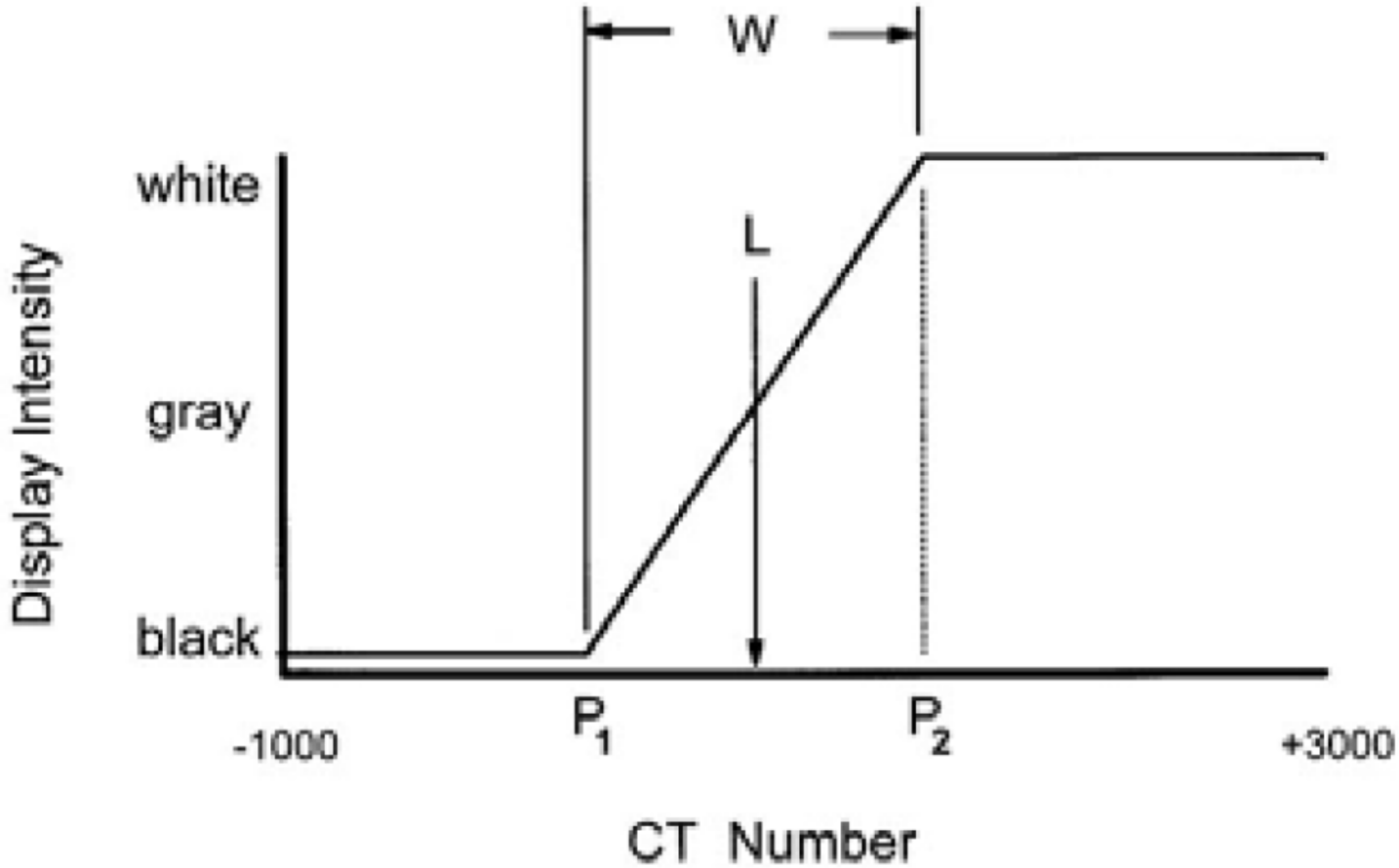
- **CT number affected by kVp**

  – Reduce kVp, increase contrast

Typical CT Numbers

عدد سی تی	ماده
-1024	هوا
-700	ریه
-120 to -80	چربی
-5 to +5	آب
40	مغز
40 to 100	بافت نرم
200 to 600	استخوان
>1000	فلز

Select CT#'s with
Window level and window width



Pitch در سیستم های تک اسلایسه Pitch for

- عرض تصویر و عرض بیم مشابه سی تی های معمولی می باشد.

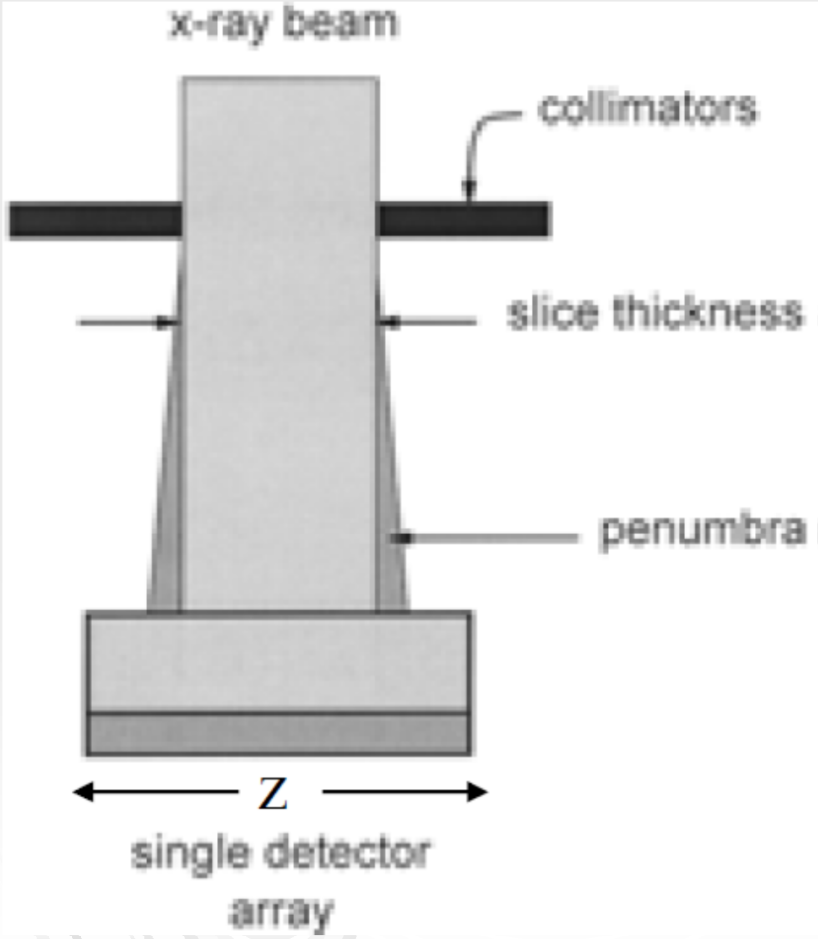
$$Pitch = \frac{\text{table travel}}{\text{beam width}}$$

- مقدار pitch معمولا بین 0.7 تا 1.5 می باشد

دتکتورهای سی تی اسپیرال تک اسلایسه

- عرض تصویر برابر با عرض بیم اشعه می باشد.

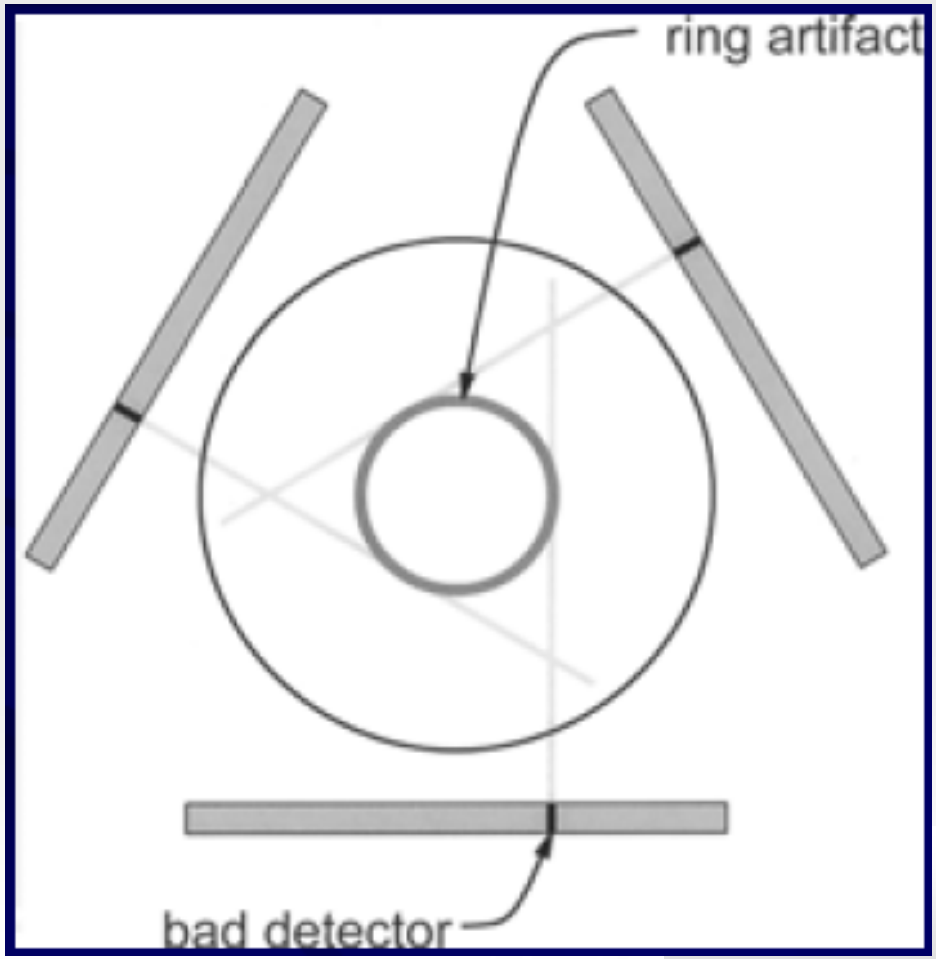
$$Pitch = \frac{\text{table travel}}{\text{beam width}}$$



منابع تولید آرتیفک

- اسکنر
  - بالانس نبودن دتکتور
    - مسدود شدن مسیر بیم
    - تنظیم Pitch و دتکتور
  - بیمار
    - implants (دندان، پروتز)
    - غیر یکنواختی در اجزاء بدن

Ring Artifact

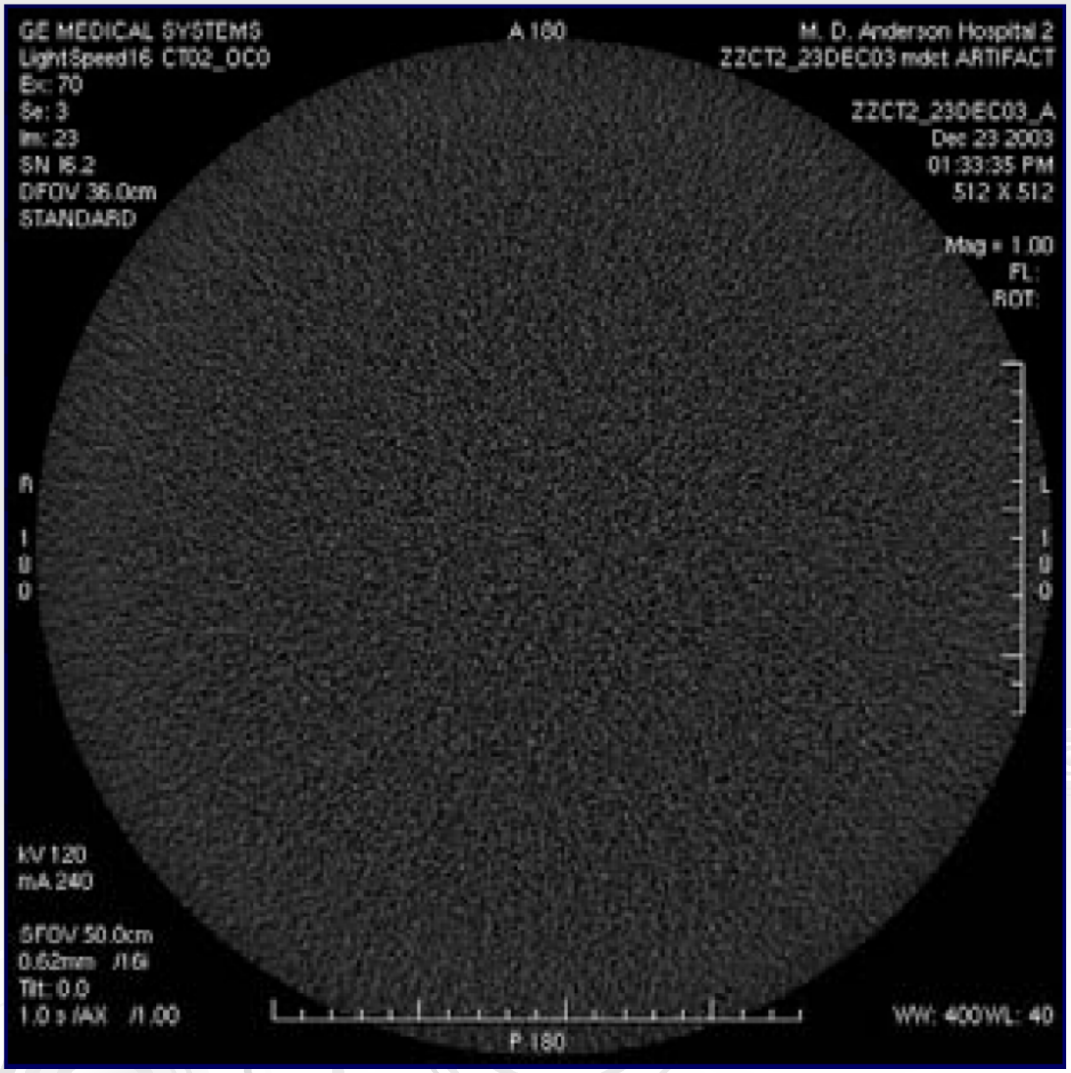


- سی تی اسکن نسل سوم و مالتی اسلایس
- بالانس نبودن دتکتور
- ماده کنتراست

16-slice CT

0.625mm image
Axial acquisition
16 x 0.625

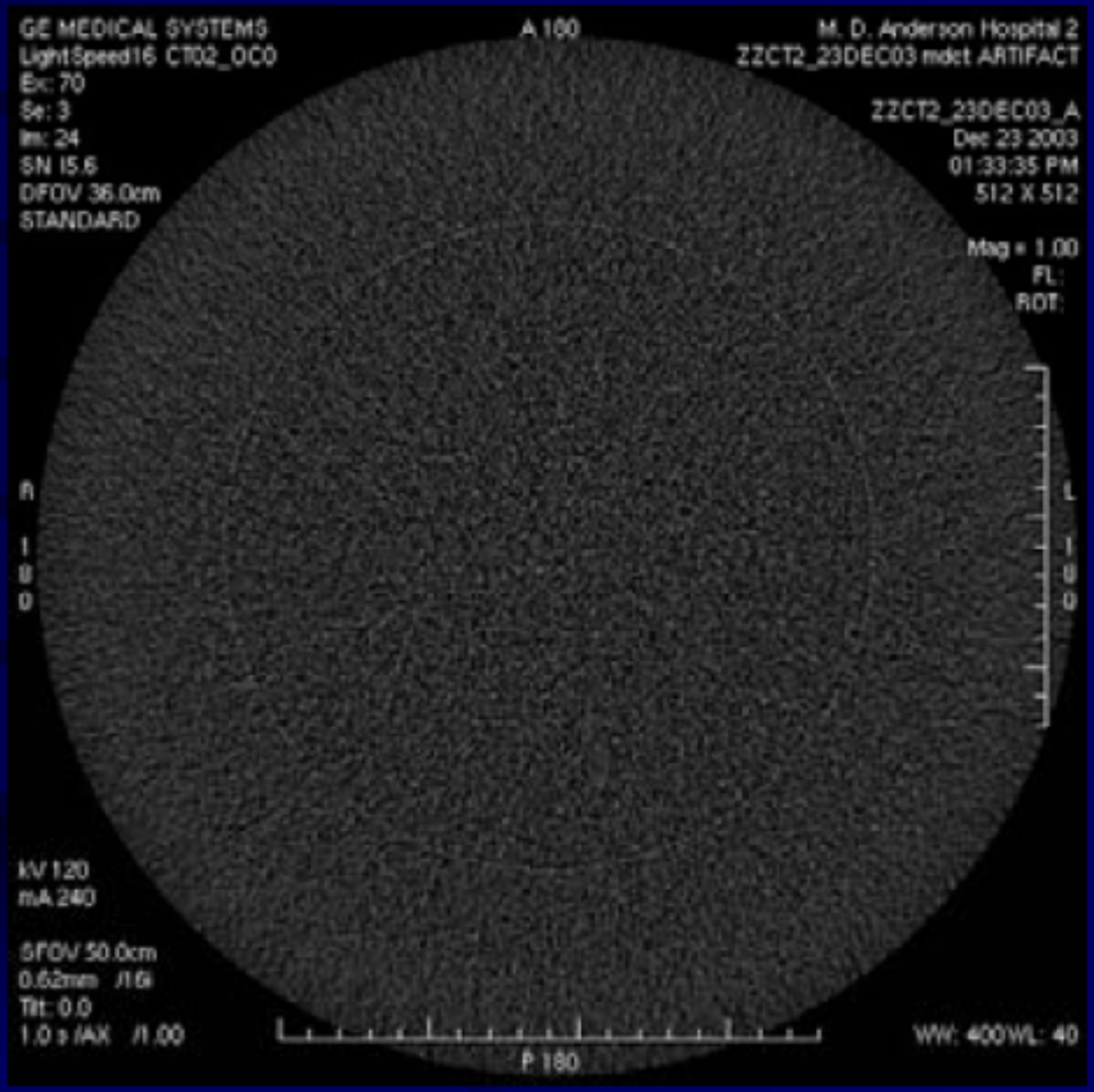
Image number 7
of group with 16
images



16-slice CT

Axial acquisition

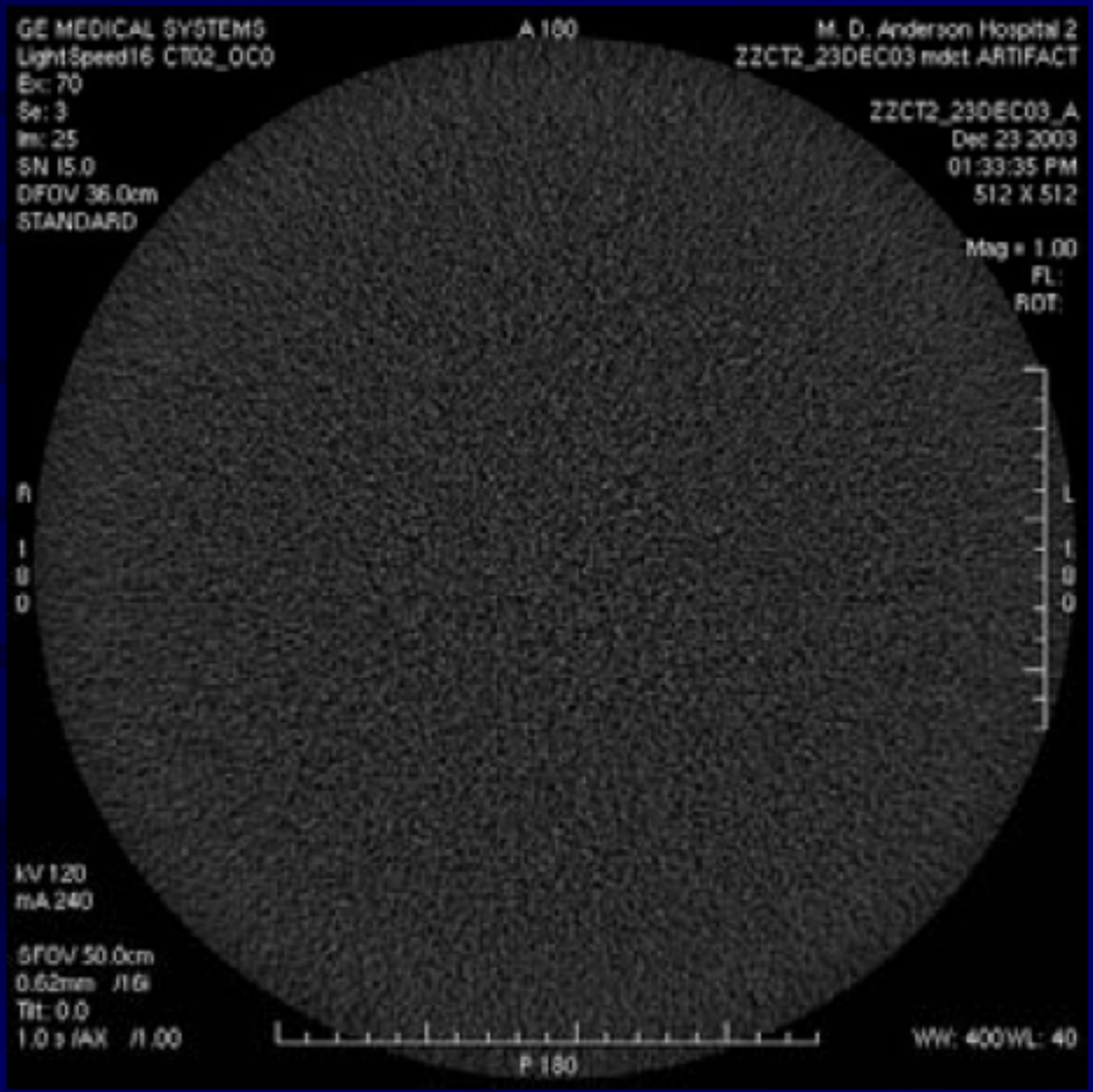
Image number 8 of group with 16 images



16-slice CT

Axial acquisition

Image number 9 of group with 16 images



آرتیفکت حلقه ای در سی تی مالتی اسلایس
MSCT Ring Artifact

- دتکتور معیوب باعث ایجاد حلقه در تصاویری می شود که هم عرض دتکتور هستند.
- در تصاویرپشت دتکتور حلقه دیده نمی شود.
- در تصاویر تهیه شده با دستگاههای مالتی اسلایس اسپیرال بجای حلقه قوس ایجاد می شود.
- آرتیفکت قوسی شکل در تصاویری که با اسلایس های ضخیم تر از سایز دتکتور تهیه شده باشند دیده نمی شوند.

16-slice CT

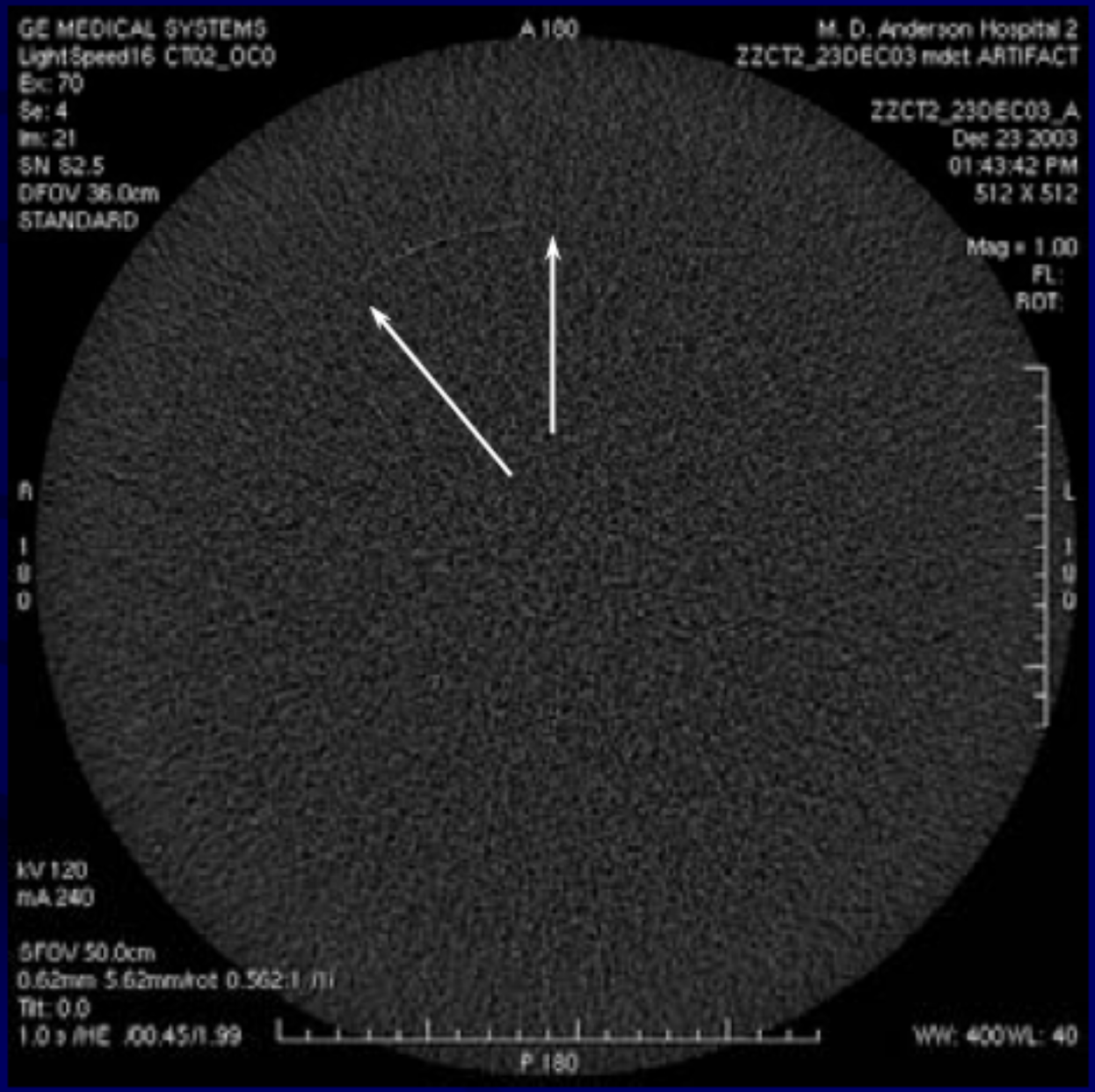
0.625mm image

Helical scan

16 x 0.625

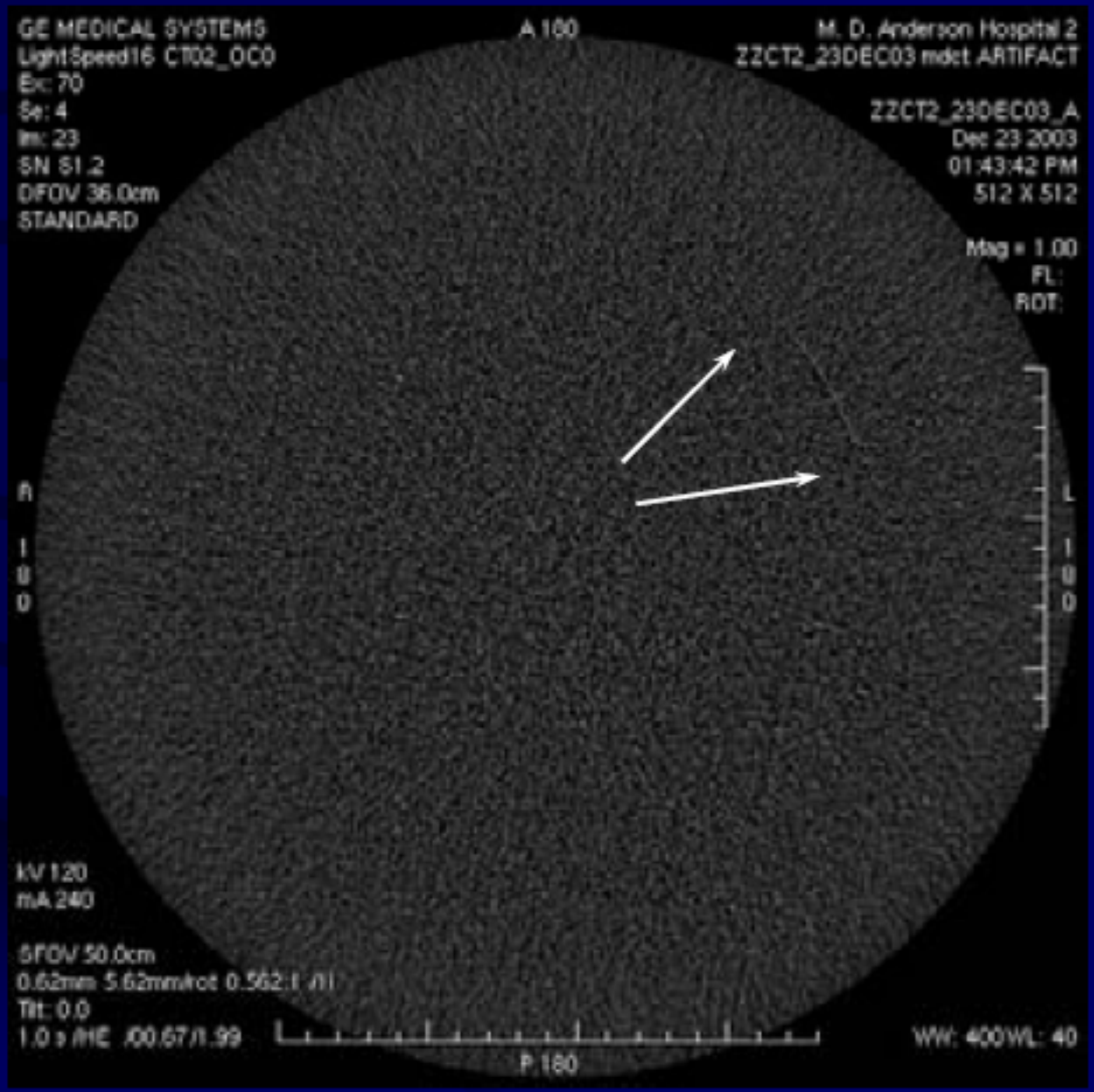
Pitch = 0.562

Image number 5 of group with 16 images



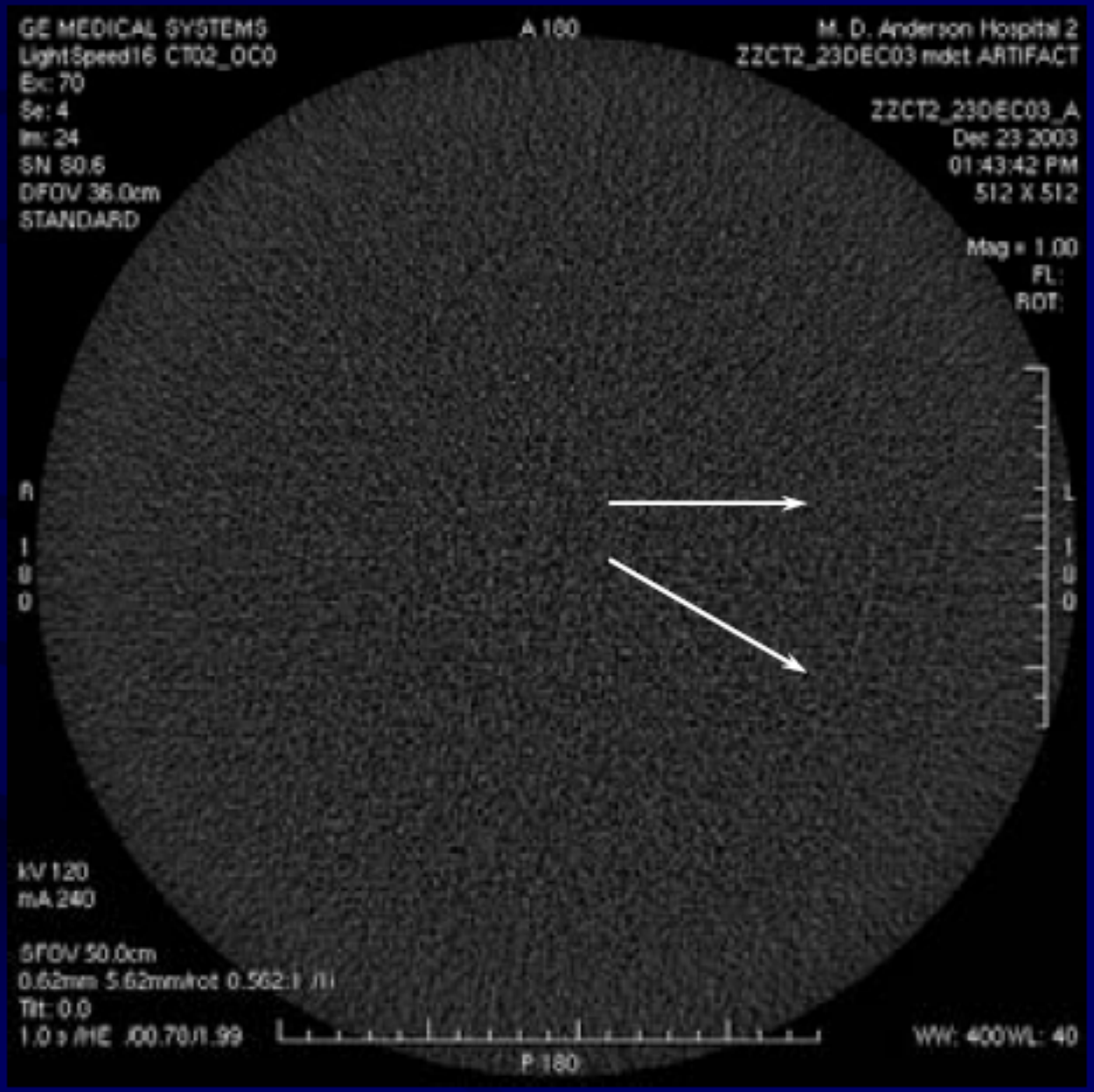
Helical scan

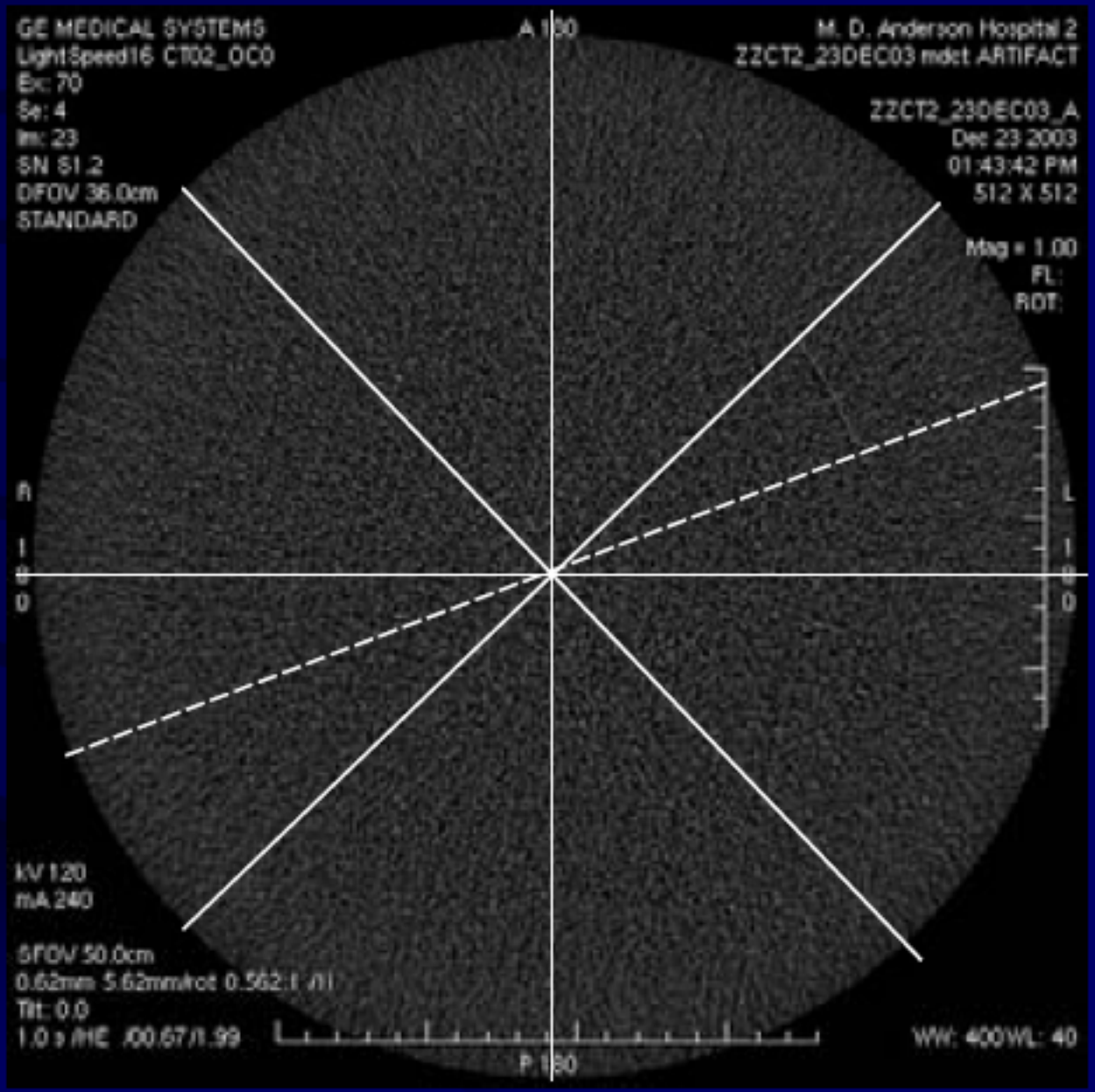
Image number 7 of group with 16 images



Helical scan

Image number 8 of group with 16 images




GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed16 CT02_OC0
Ex: 70
Se: 4
Im: 23
SN 51.2
DFOV 36.0cm
STANDARD
A 180
M. D. Anderson Hospital 2
ZZCT2_23DEC03 mdet ARTIFACT
ZZCT2_23DEC03_A
Dec 23 2003
01:43:42 PM
512 X 512
Mag = 1.00
FL:
ROT:
R
L
kV 120
mA 240
SFOV 50.0cm
0.62mm 5.62mm/rot 0.562:1 /1
Tilt: 0.0
1.0 s /ME /00.67/1.99
P 180
WW: 400WL: 40

آرتیفکت حلقه ای در سی تی مالتی اسلایس
MSCT Ring Artifact

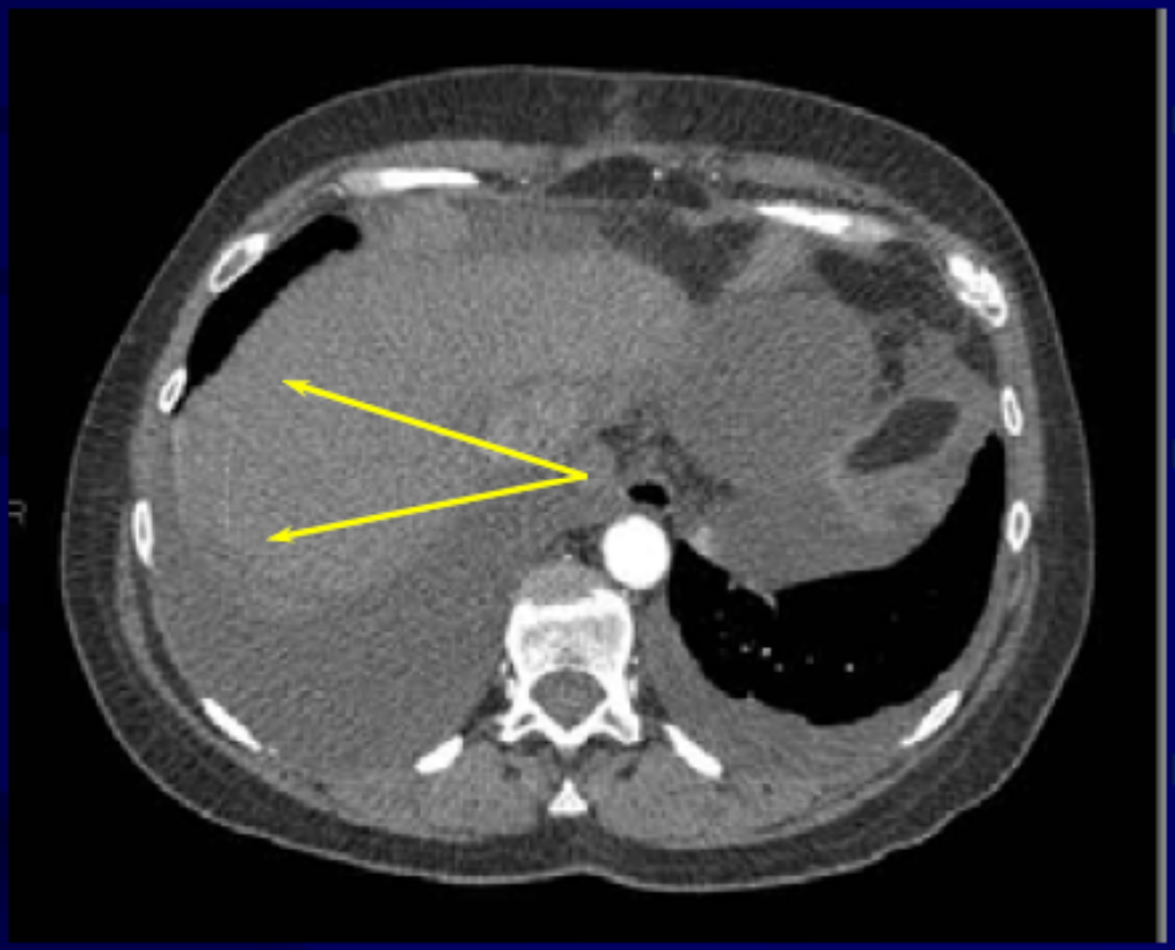
- Might not be visible in each image due to overlying anatomy
- Easiest to find when viewing images in “stack” mode
- Lower pitch, longer arc
- Visibility affected also by WW/WL

16-slice CT

1.25mm image

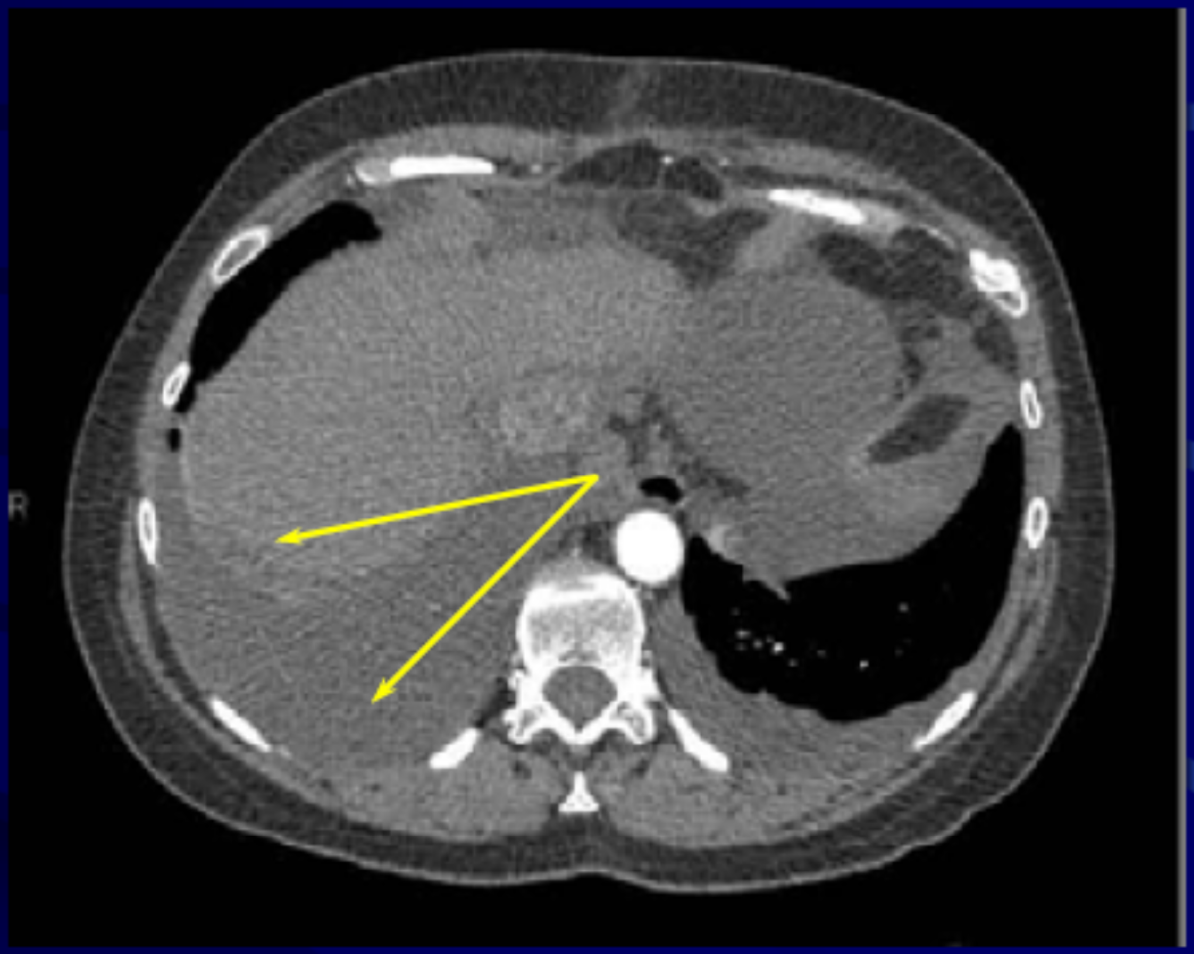
Pitch = 1.375

(16 x 0.625)

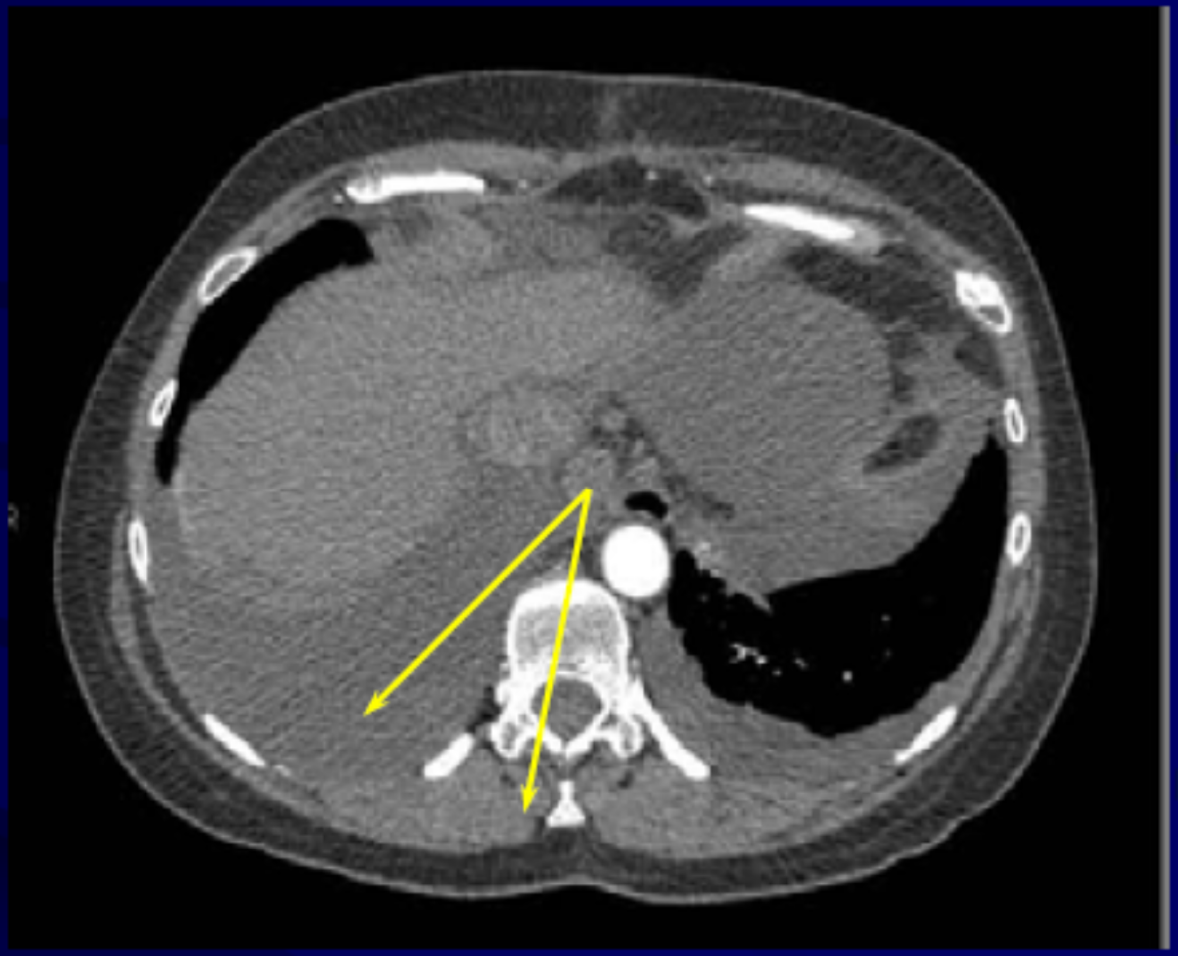


Position of arc inferred from other images in series

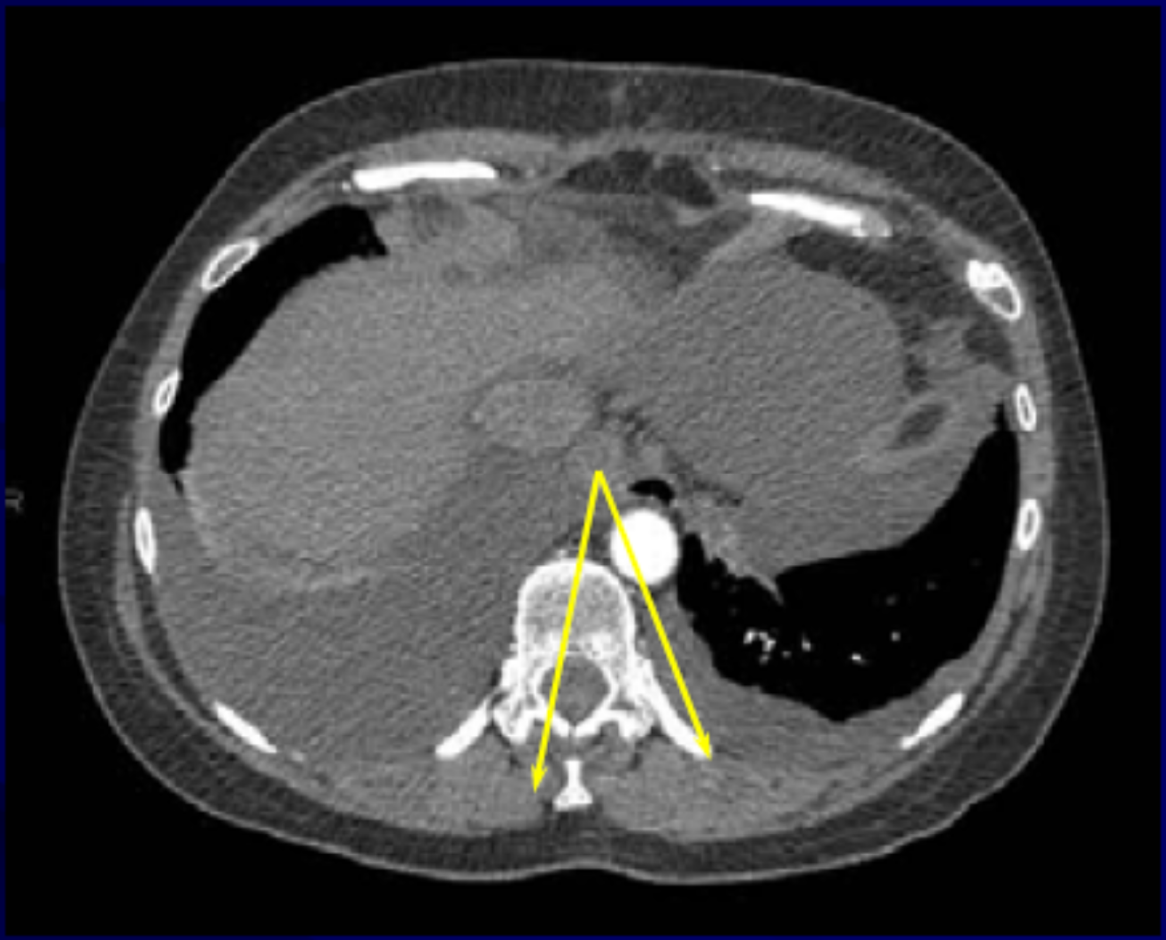
Visibility depends on local anatomy

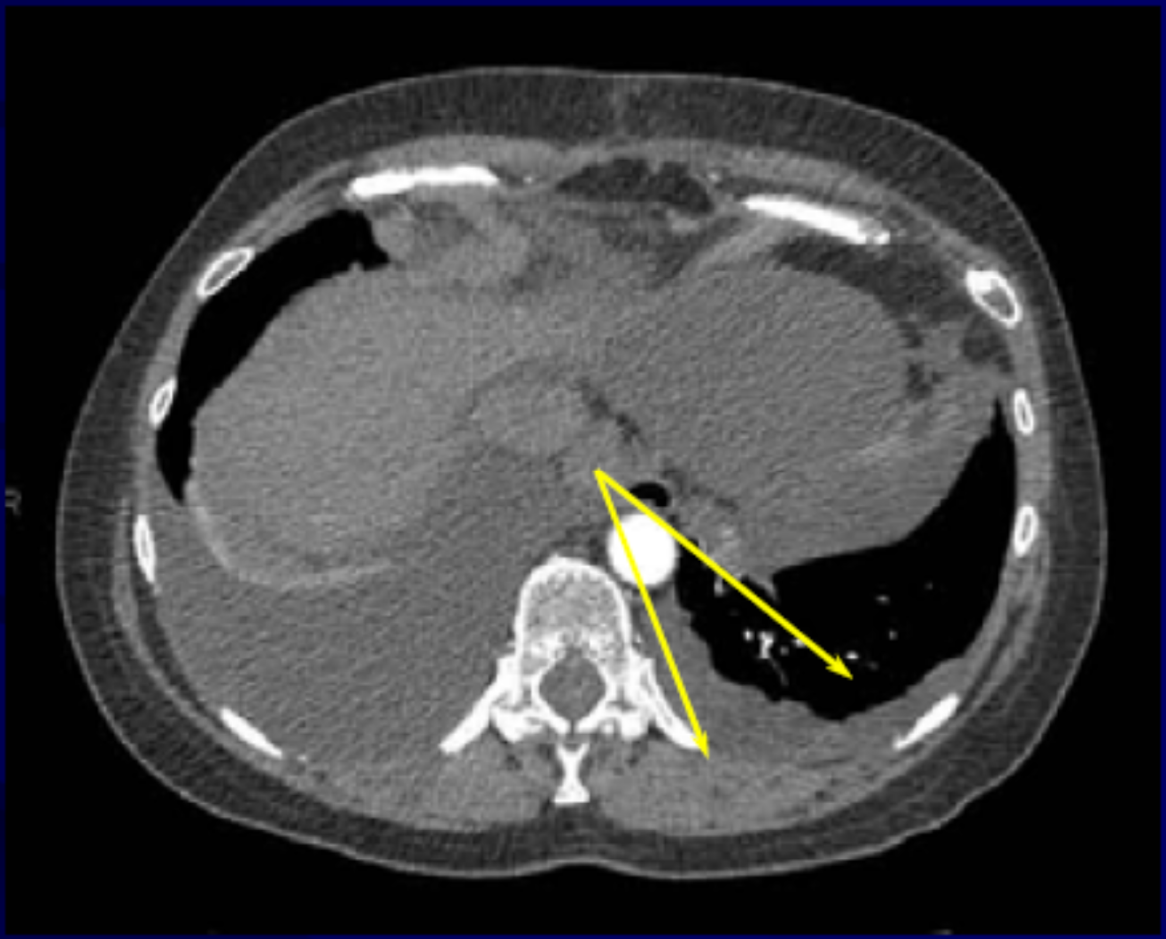

R

Arc visible, but faint



Arc visible, but faint





Helical or Windmill Artifact

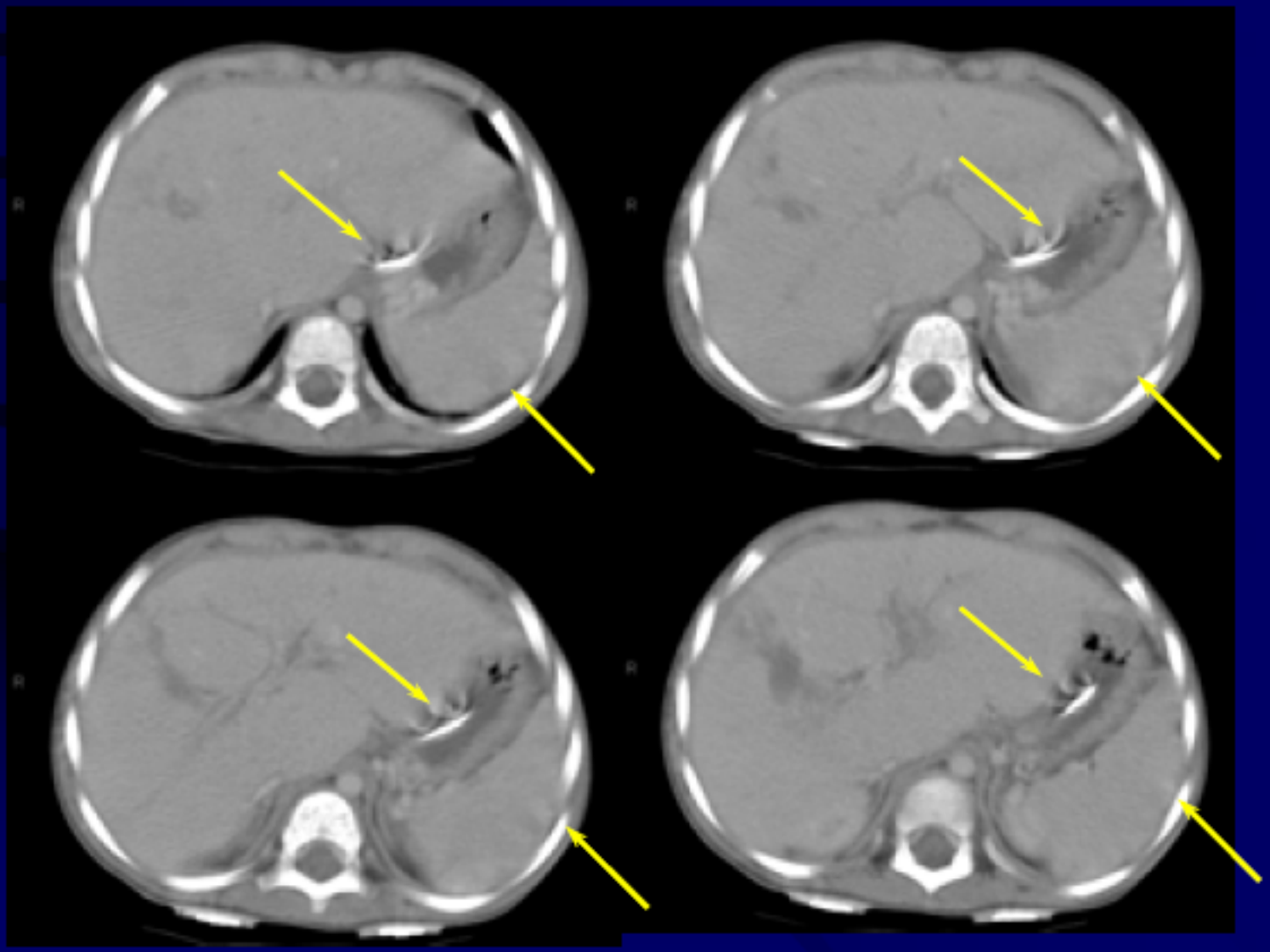
Occurs at high subject contrast interface

- Bone and soft tissue (ribs, skull)
- Air and soft tissue
- Air and Ba contrast
- i.v. contrast in tubing

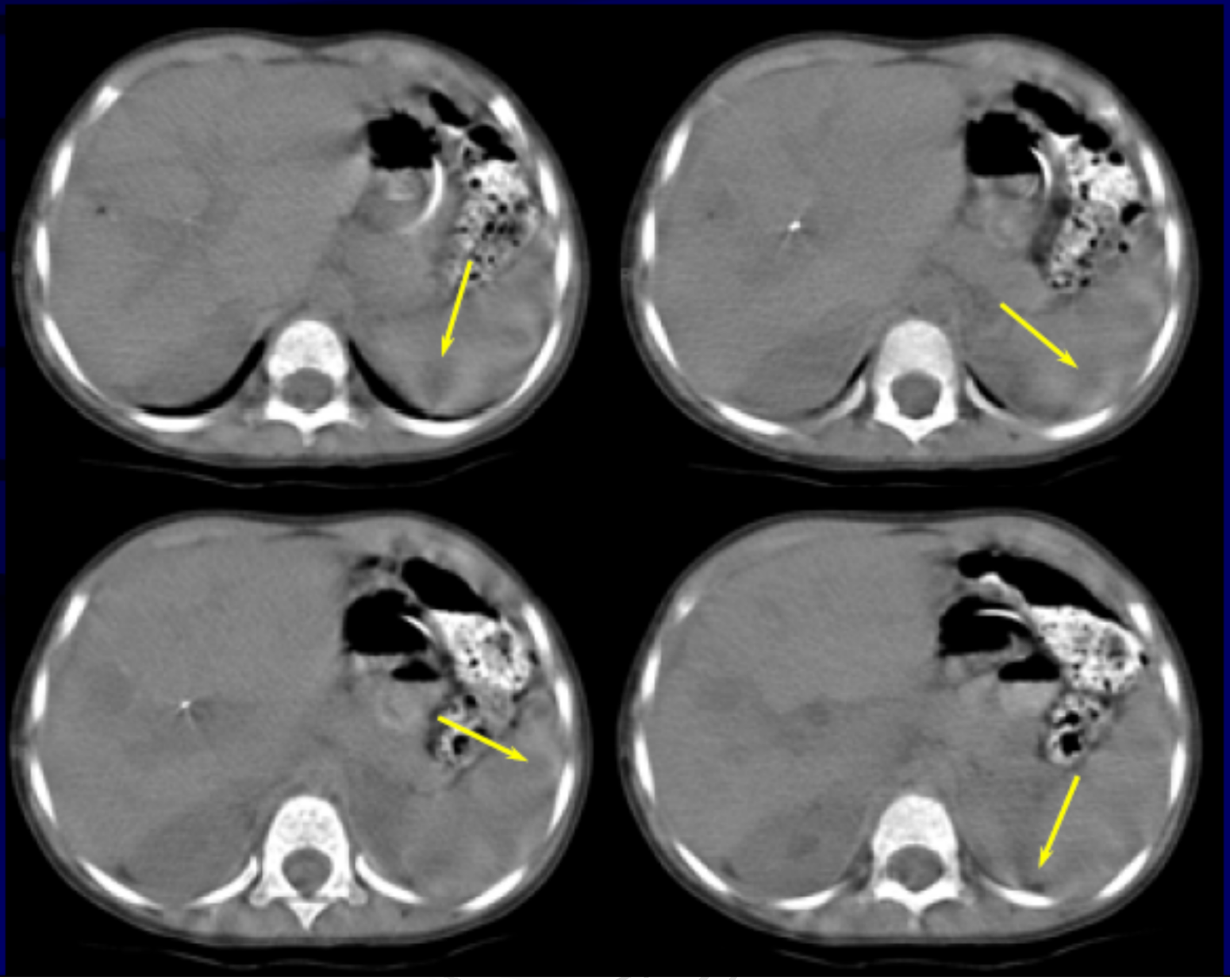
Varies with

- Angle of interface w.r.t. scan plane
- Pitch and image width (combined)

MSCT Helical Artifact

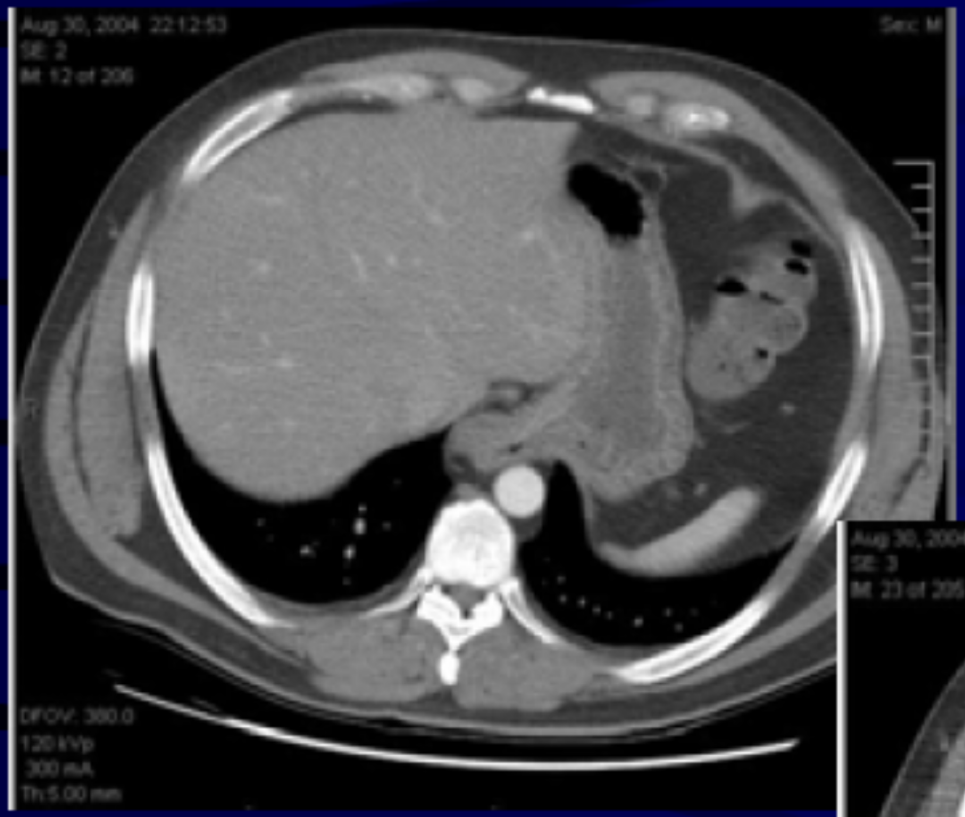


High-contrast objects at angle to scan plane



Reducing Helical Artifact

- Increase z-axis sampling
- Change pitch, if possible
- Change detector configuration, if possible
- For Prospective study with thin retros
  - check all image thicknesses at several pitches (scan a phantom)
  - choose optimal pitch for all desired image thicknesses



Prospective images at 5mm

Scanner: 16-channel

Detector: 8 x 2.5

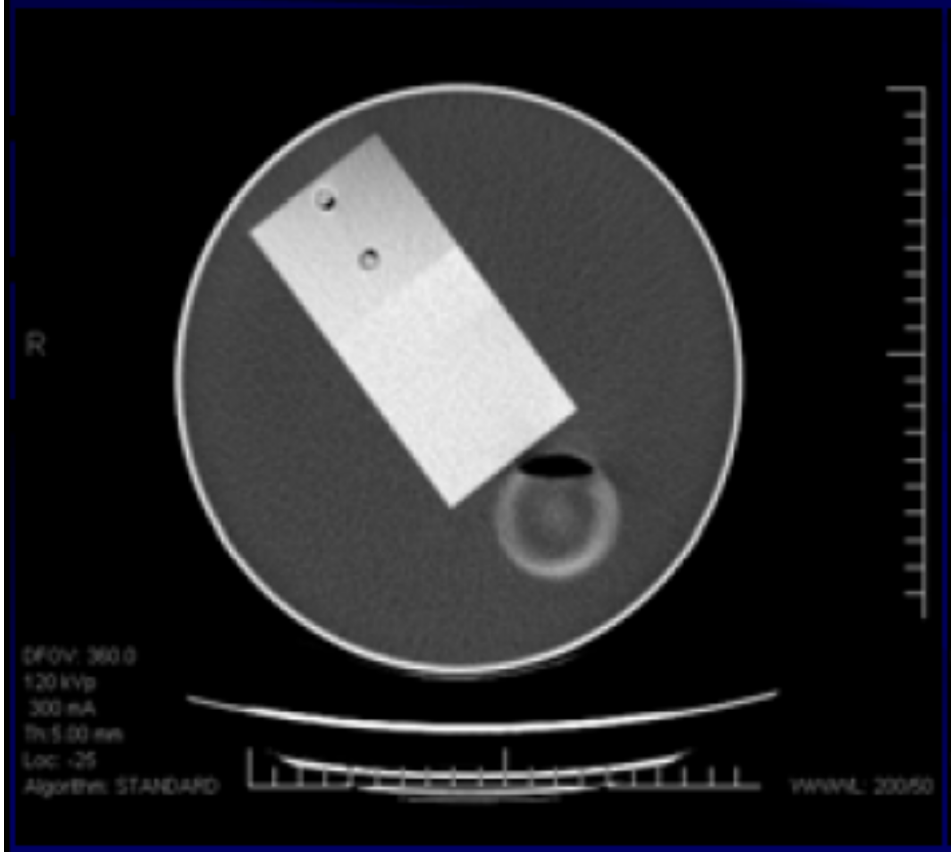
Pitch = 0.875

Retrospective images at 2.5mm

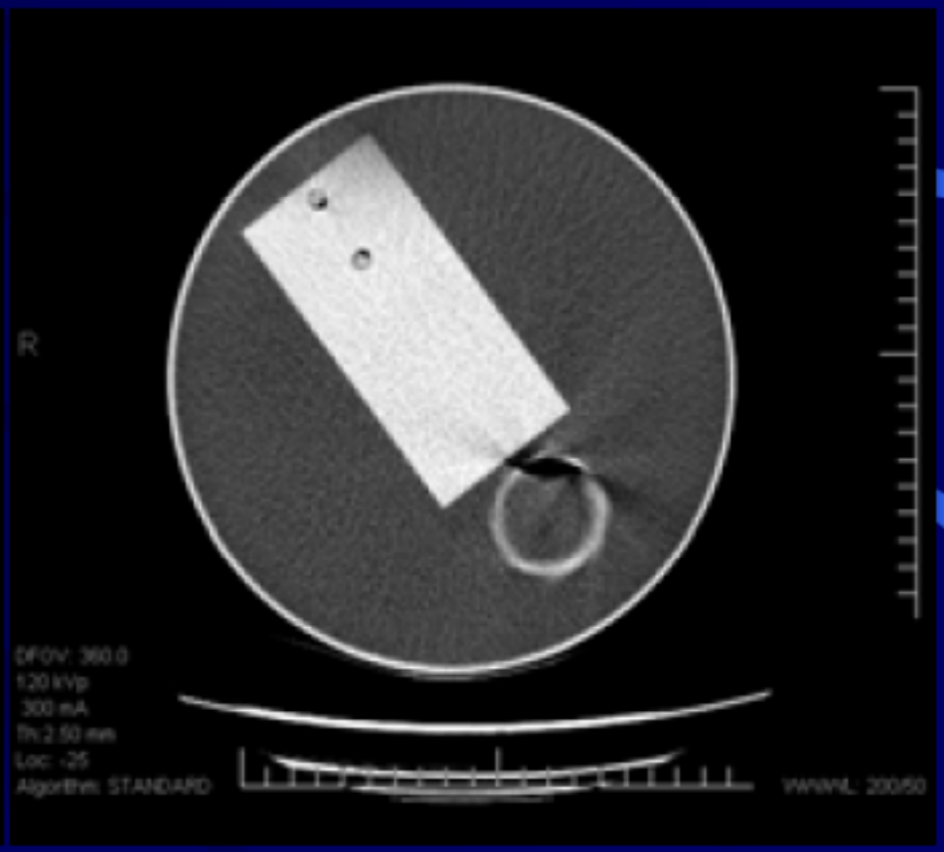
Same as patient study

Pitch: 0.875, Detector: 8×**2.5mm**, Beam: **20**mm

SE 2, IM 2, 5mm



SE 3, IM 3, **2.5mm**

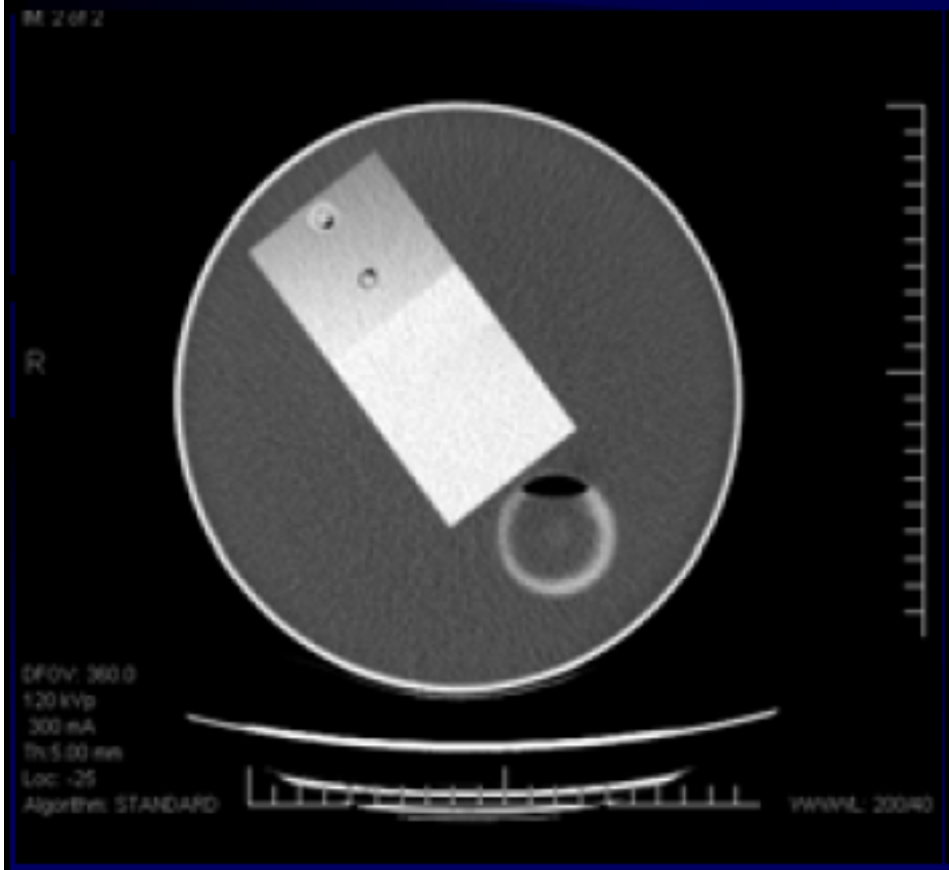


Change detector (incr. Z sampling), retain beam width

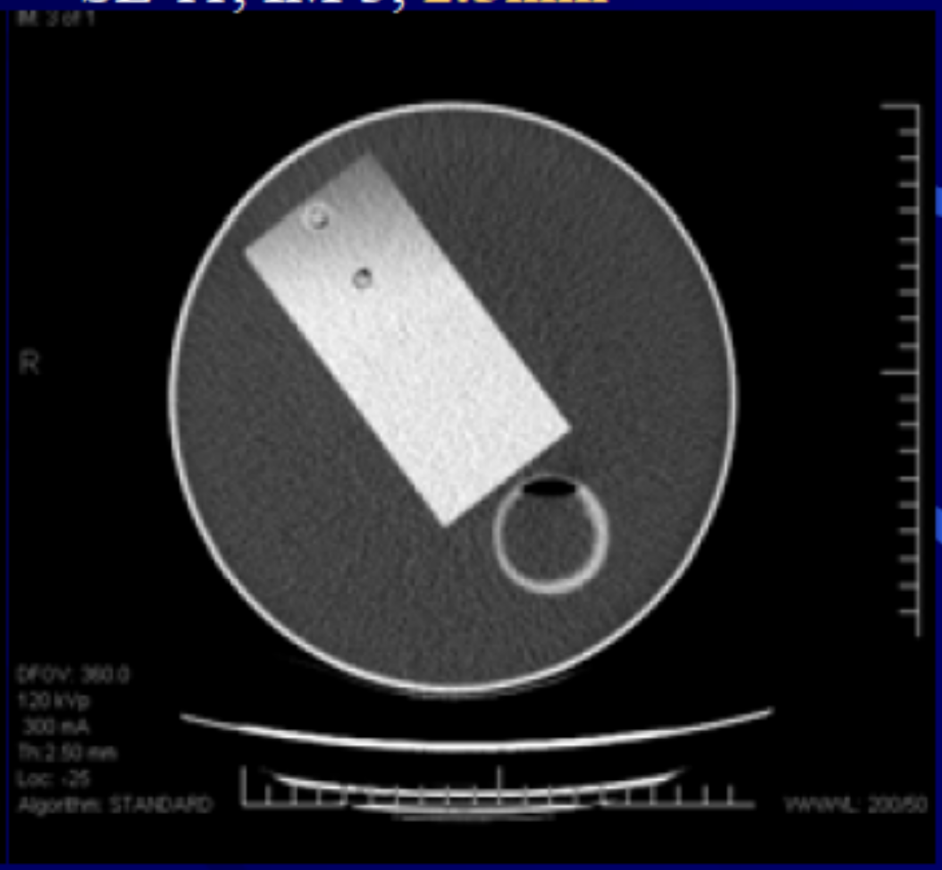
Pitch: 1.375, Detector: 16×**1.25mm**, Beam: **20mm**

Effective mAs = 109 (decreased from 171)

SE 10, IM 2, 5mm



SE 11, IM 3, **2.5mm**



Z-axis Sampling Summary

- In general, use smallest detector spacing possible!
- More powerful than decreasing pitch to reduce helical artifacts
- Beam width may change with detector configuration
- Changes in beam width and/or pitch will affect total scan acquisition time