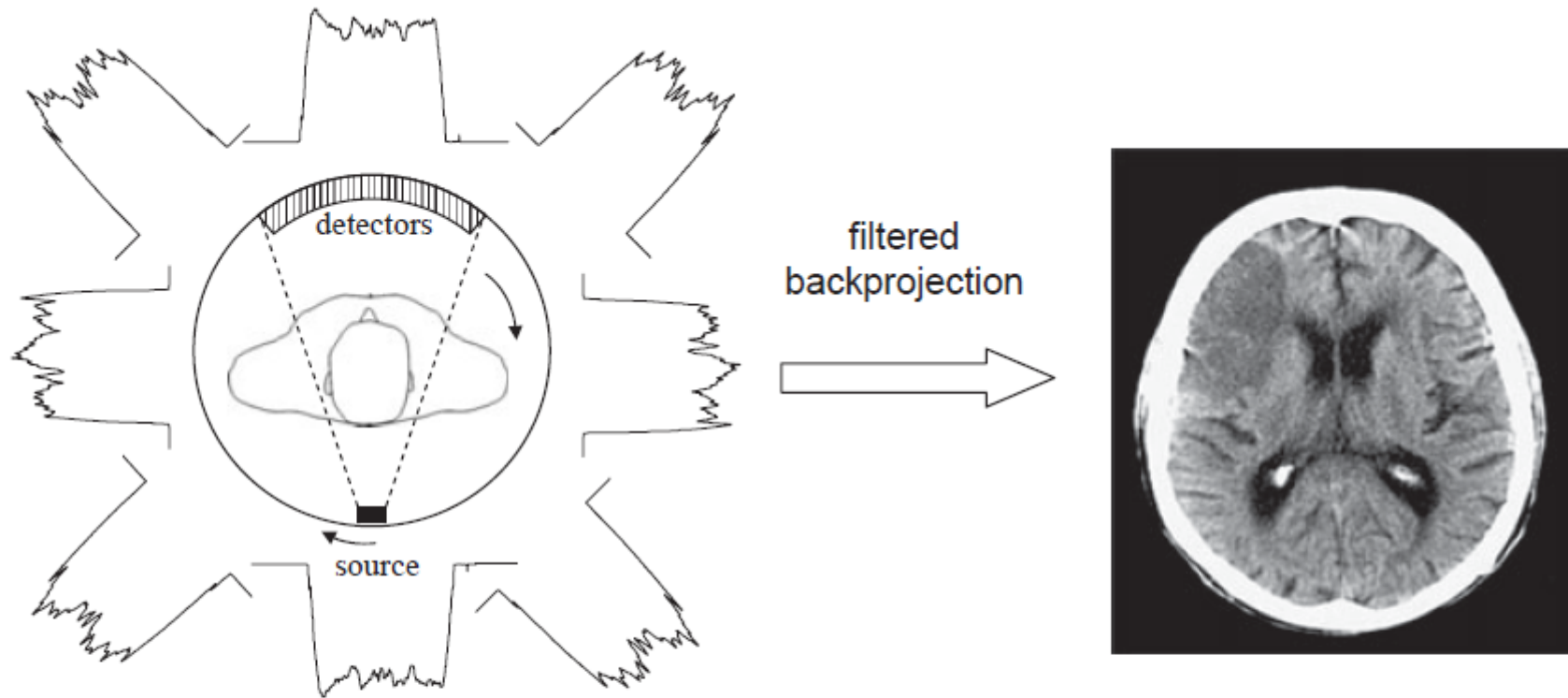


# مقدمه ای بر سیستم های تصویربرداری پزشکی

آشنایی با سیستمهای تصویربرداری CT-SCAN

## مقدمه

- این روش تصویربرداری در سال ۱۹۷۴ معرفی شد.
- در حال حاضر حدود ۳۰۰۰۰ دستگاه CT در سطح جهان موجود است و سالانه ۶۰ میلیون تصویر CT فقط در آمریکا گرفته می شود.
- اصول سیستم تصویربرداری CT بر این مبناست که ساختار دوبعدی یک جسم، در این مورد ضرایب تضعیف پرتو X بر حسب مکان، می تواند به کمک یکسری از سیگنال (projection) هایی که در زوایای مختلف گرفته می شود به علاوه یک الگوریتم بازسازی مناسب، بازسازی شود.
- مجموعه ای از آشکارساز (detector) های حالت جامد در مقابل تیوب اشعه X قرار گرفته اند تا در هر زاویه، پروژکشن (سیگنالی) یک بعدی از بیمار را ثبت کنند.



**Figure 2.27**

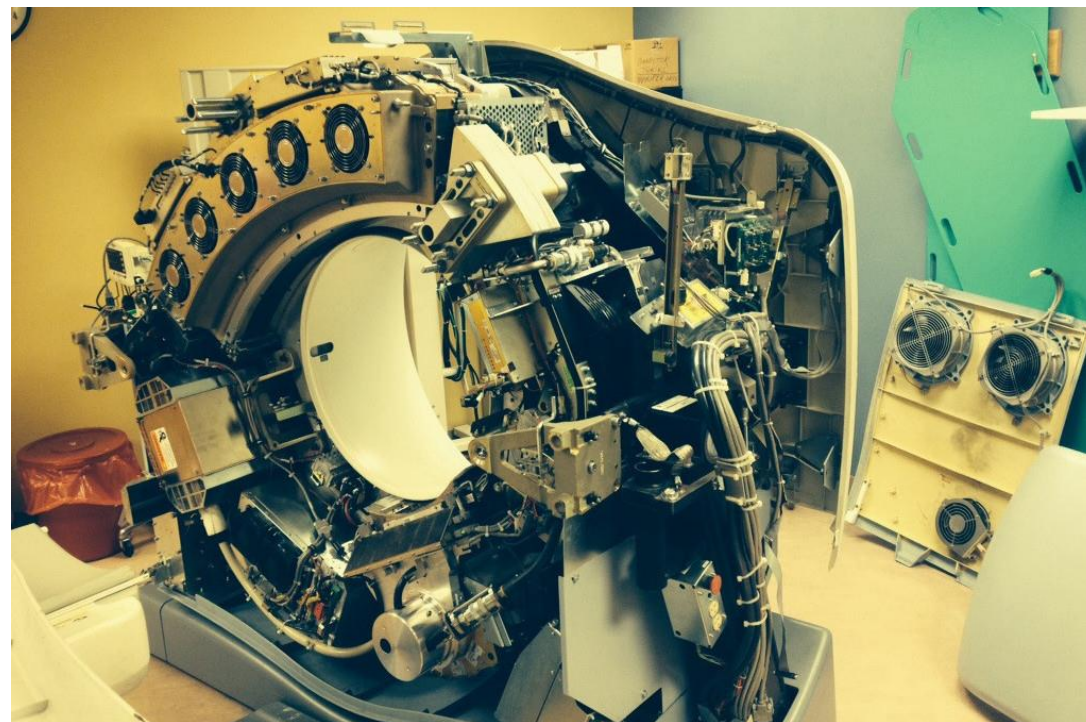
(left) The physical principle of computed tomography involves synchronous rotation of the X-ray tube and multiple detectors to record a series of one-dimensional projections. The CT image (right) is produced by the process of filtered backprojection.

## ادامه ...

- منبع اشعه X و آشکارسازها یک دور کامل به دور بیمار می‌چرخند و داده‌ها به طور پیوسته ثبت می‌شوند.
- اکثر اسکنرهای موجود در بازار که به نسل سوم اسکنرها موسومند، از پرتو X بادزن-مانند و ۵۱۲ تا ۷۶۸ آشکارساز استفاده می‌کنند.
- دو کلیماتور جداگانه در برابر منبع اشعه استفاده می‌شود.
- کلیماتور اول پرتوها را در گستره ی ۴۵ الی ۶۰ درجه محدود می‌سازد.
- کلیماتور دوم نیز که عمود بر اولی قرار داده شده است، پهنای پرتوها را به پهنای لایه موردنظر، معمولاً در حد ۱ الی ۵ میلیمتر در راستای سر تا پا (پنجه)، محدود می‌سازد.

## ادامه ...

- kVp اسکنر معمولاً در حد 140 kV بوده که با فیلتراسیون، انرژی مؤثر پرتوهای X در حد 70-80 KeV و جریان تیوب در حد ۷۰ تا ۳۲۰ میلی آمپر خواهد بود، هرچند مقادیر بیشتر نیز برای بیماران دارای جثه بزرگتر قابل استفاده‌اند.
- اندازه منبع پرتو (نقطه ی کانونی) بین ۰.۶ الی ۱.۶ میلی متر است.
- در حالت عادی سرعت چرخش در حد یک دور بر ثانیه است.
- ابعاد ماتریس داده ( تصویر بازسازی شده) نیز در حد ۵۱۲×۵۱۲ یا ۱۰۲۴×۱۰۲۴ خواهد بود، با ریزبینی مکانی در حد ۰.۳۵ میلی متر.



# Spiral and helical CT

- تصویربرداری از تنها یک لایه (slice) آگزیال (مقطع عرضی) از بافت بدن استفاده تشخیصی بسیار محدودی دارد و بنابراین از حجمی شامل چند لایه (مقطع) مجاور تصویربرداری می‌شود.
- یکی از روش‌های انجام این عمل، یکبار چرخاندن منبع پرتو X دور بدن بیمار است درحالی‌که تخت بیمار، فاصله اندکی را به طور افقی می‌پیماید. در این حالت تیوب به حالت ابتدایی خود بازگردانده می‌شود و سیگنال لایه دیگری (مجاور) جمع‌آوری می‌شود.
- روشن است که سرعت این فرآیند نسبتاً کمتر است.

ادامه ...

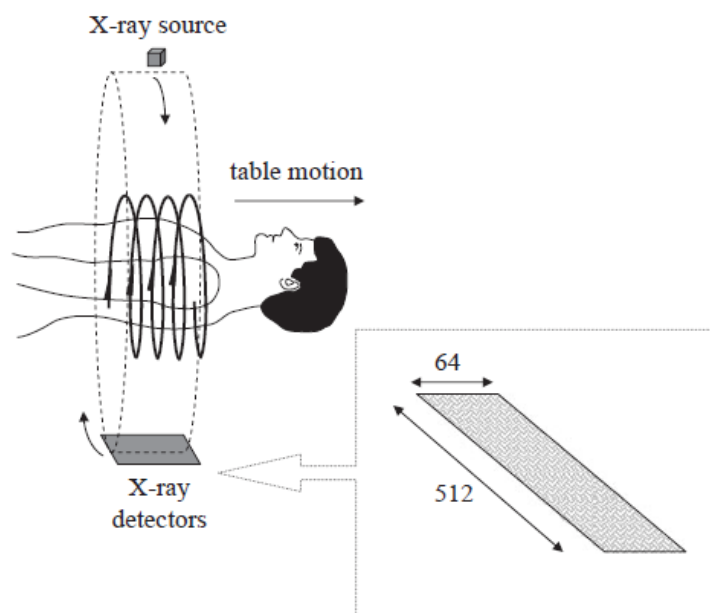


Figure 2.28

The principle of helical computed tomography in which, due to table motion along the head/foot axis, the X-ray beam plays out a helical pattern through the patient. Use of multiple detector rows (along the head/foot direction, numbers of detectors are shown for a typical 64-slice scanner) enables CT images to be acquired much more rapidly.

- راهکار حل این مشکل، حرکت پیوسته‌ی تخت به هنگام جمع‌آوری سیگنال است و این بدین معناست که مسیر پرتوهای X در درون بدن، حالتی مارپیچی خواهد یافت.
- از این روش اسکن کردن به spiral یا helical یاد می‌شود که این دو عبارت مترادف و قابل استفاده به جای یکدیگرند.



## ادامه ...

- نکات نرم افزاری و سخت افزاری چندی وجود داشت که باید حل می شد تا این ایده در اوایل دهه ۹۰ میلادی به گونه ای موفقیت آمیز پیاده سازی شود:
- اول آنکه کابل های بسیار فشار قوی که سیستم (تیوب) CT را تغذیه می کردند، نمی توانستند همواره در یک جهت گردش کنند. چنین مشکلی برای کابل های انتقال داده که به مجموعه آشکارسازها متصلند نیز، وجود دارد. بنابراین لازم بود که راهکاری بدون تماس برای تغذیه برق دستگاه (تیوب) و همچنین انتقال داده ها طراحی شود.
- دوم آنکه چنانچه تیوب اشعه X به طور پیوسته ای کار (گسیل اشعه) کند، بسیار بیشتر از حالت تصویربرداری از یک لایه از بافت بدن بیمار گرم می شود.
- سوم اینکه که در این حالت، الگوی پرتو گذرا از بدن بیمار به جای پروژکشن های موازی، مارپیچی است و بایستی روش های بازسازی متفاوتی برای آن، توسعه داده می شدند.

## ادامه ...

- اولین spiral CT که در اوایل دهه ۹۰ ساخته شد، زمان تصویربرداری را به گونه‌ای قابل توجه کاهش داده و امکان تصویربرداری از حجم‌های بزرگتر از بدن را، حین مطالعات کلینیکی، فراهم آورد.
- در اسکن مارپیچی، کمیت گام  $p$  pitch با نسبت میزان حرکت تخت  $d$  حین چرخش تیوب اشعه X برای پوشش لایه‌ای به ضخامت  $S$ ، تعریف می‌شود:

$$p = \frac{d}{S}.$$

- در استفاده کلینیکی  $p$  معمولاً بین ۱ و ۲ اختیار می‌شود. کاهش میزان پرتودهی به بافت در روش اسکن اسپیرال به نسبت روش مرسوم اسکن یکسری از اسلایسهای منفرد، برابر با این مقدار  $p$  خواهد بود.

# CT اسپیرال چند لایه

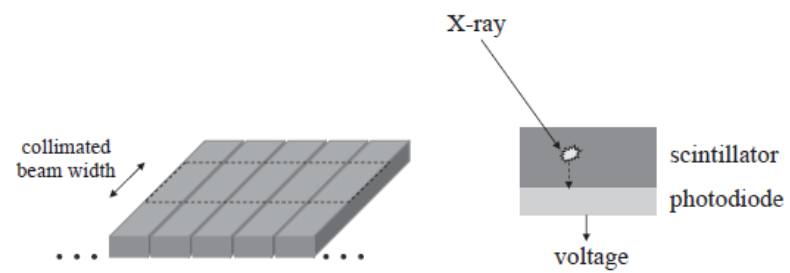
- بازده (کارایی) CT اسپیرال با بهره‌مندی از آرایه‌ای از آشکارسازها، درقیاس با استفاده از یک تک آشکارساز، فزونی می‌یابد.
- افزایش کارایی، ناشی از افزایش میزان حرکت تخت در هر بار گردش تیوب است.
- در قیاس با CT اسپیرال ساده، از CT اسپیرال چند لایه می‌توان برای تصویربرداری حجم‌های بزرگتری در زمان یکسان استفاده کرد و یا تصویر حجم خاصی از بافت را در زمان کوتاه‌تری تهیه کرد.
- در عوض عرض پرتوهای X محدودشده، ضخامت موثر هر لایه بواسطه ابعاد آشکارسازها تعیین و امکان تصویربرداری از لایه‌های نازکتر فراهم می‌شود.
- جدیدترین سیستم‌های چند لایه، بین ۲۵۰ تا ۳۲۰ ردیف (لایه) آشکارساز دارند.

# تجهیزات (بخش های مختلف) دستگاه CT

- بسیاری از بخش های دستگاه CT همچون تیوب اشعه X، کولیماتور و گرید ضد پراکندگی بسیار مشابه قطعات دستگاه رادیولوژی هستند.
- باید توجه داشت که تیوب و آشکارسازها به یک گنتری سنگین ثابت شده اند که با سرعت بسیار زیادی می چرخد و نیروی گرانشی زیادی را تولید می کند.
- کابل های فشار قوی برای تغذیه تیوب پرتو X استفاده می شوند و کابل های داده ای برای انتقال داده ها از اسکنر به کامپیوتر مرکزی استفاده می شوند.
- مادامی که هر سیگنال پروژکشن به طور سری جمع آوری می شود، بردهای پردازش سیگنال دیجیتال اختصاصی، داده ی هر آشکارساز را مورد پردازش قرار می دهند تا باقیمانده اطلاعات نیز جمع آوری شوند و بدین ترتیب سرعت بازسازی تصویر افزایش یابد.

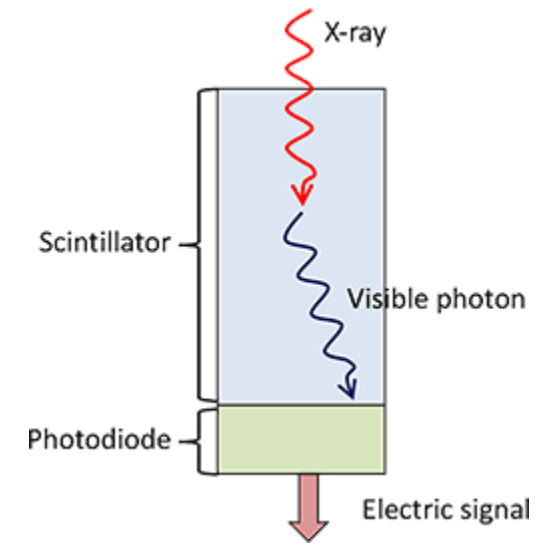
## ادامه ...

- آشکارسازهای CT تجهیزاتی بر مبنای فن آوری حالت جامد هستند که از تکنیک تبدیل انرژی پرتو X به نور توسط لایه جرقه زن (Scintillator) و این نور به ولتاژ به کمک دیود نوری استفاده می کنند.
- هر جزء (المان) یک آشکارساز، حدوداً ۱۵ میلی متر طول و یک میلیمتر عرض دارد. حدوداً چند صد عدد از این المان ها در بخش آشکارسازها که حول بیمار می چرخند وجود دارد.
- سینتیلاتورها (صفحات جرقه زن) بر پایه لایه های سرامیکی گادولینیومی خاصی که مواد جاذب بسیار قوی از پرتوهای X هستند، ساخته شده و گرید ضد پراکندگی نیز معمولاً بر آرایه ی آشکارسازها نقش بسته است.



**Figure 2.29**

(left) A single row detector array. (right) For each solid-state detector the incident X-ray energy is converted into an electrical signal via a scintillator and photodiode.



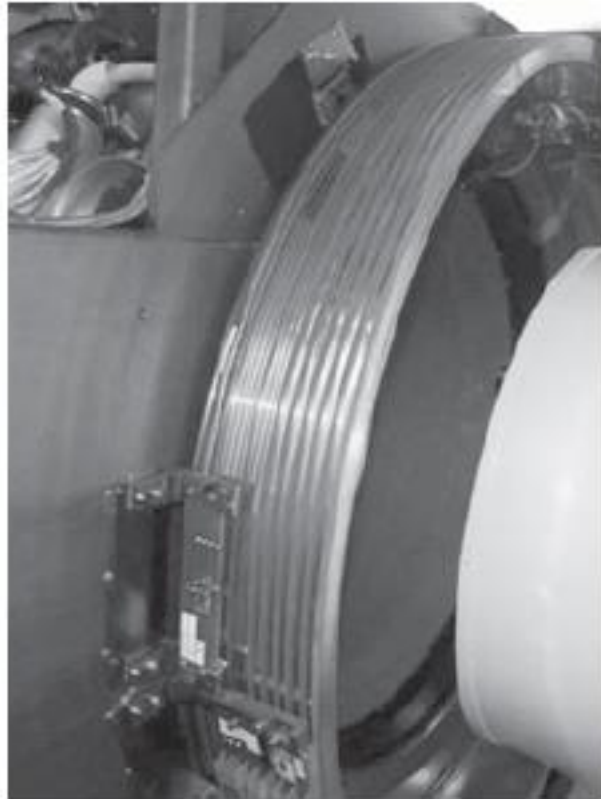
## بخش‌های توسعه داده شده (خاص) برای CT اسپیرال

- چنانچه پیشتر نیز ذکر شد، تغییرات چندی در ساختار CT های معمول برای پیاده‌سازی ایده‌ی CT اسپیرال موردنیاز است.
- به عنوان نمونه، امکان استفاده از کابل‌های ثابت متصل به منبع تغذیه برای تیوب اشعه X و یا اتصال داده‌ی حاصل از آشکارسازها به مبدل دیجیتال و یا کامپیوتر وجود ندارد.
- بنابراین از چندین ساختار حلقه- لرزان، برای انتقال قدرت و یا داده استفاده می‌شود.
- ساختار حلقه لغزان یک اتصال دایروی با جاروبک‌های کشویی است که امکان چرخش پیوسته‌ گنتری را فراهم می‌آورد.

## ادامه ...

- چالش دیگر این است که پرتوهای X باید به طور پیوسته تولید شوند درحالیکه بازه‌های زمانی خنک شوندگی در CT حالت مرسوم، بین تصویربرداری از لایه‌های متوالی، وجود ندارد.
- این امر به حرارت بسیار بالایی در کانون برخورد باریکه الکترونی به سطح آند می‌انجامد.
- افزایش حرارت آند به ویژه در تصویرگری از حوزه شکمی مساله ساز است، چراکه به مقادیر بالاتری جریان و گسیل اشعه به نسبت دیگر بخش‌های بدن نیاز دارند.
- بنابراین، تیوب اشعه X باید با ظرفیت گرمایی فوق‌العاده بالا و همچنین سیستم خنک کننده بسیار کارا ساخته شود.



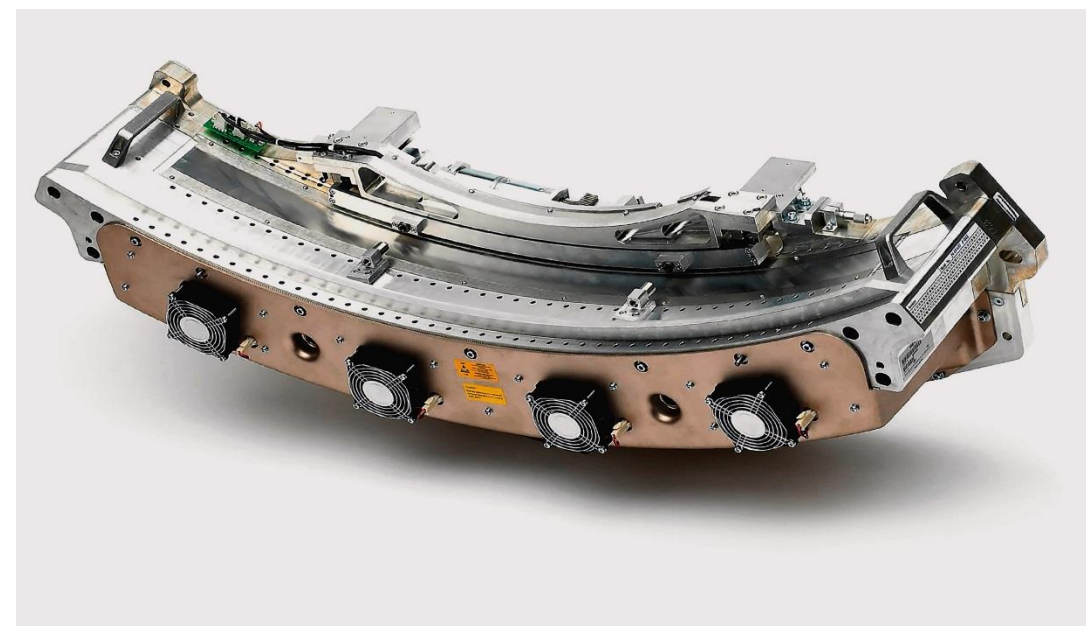
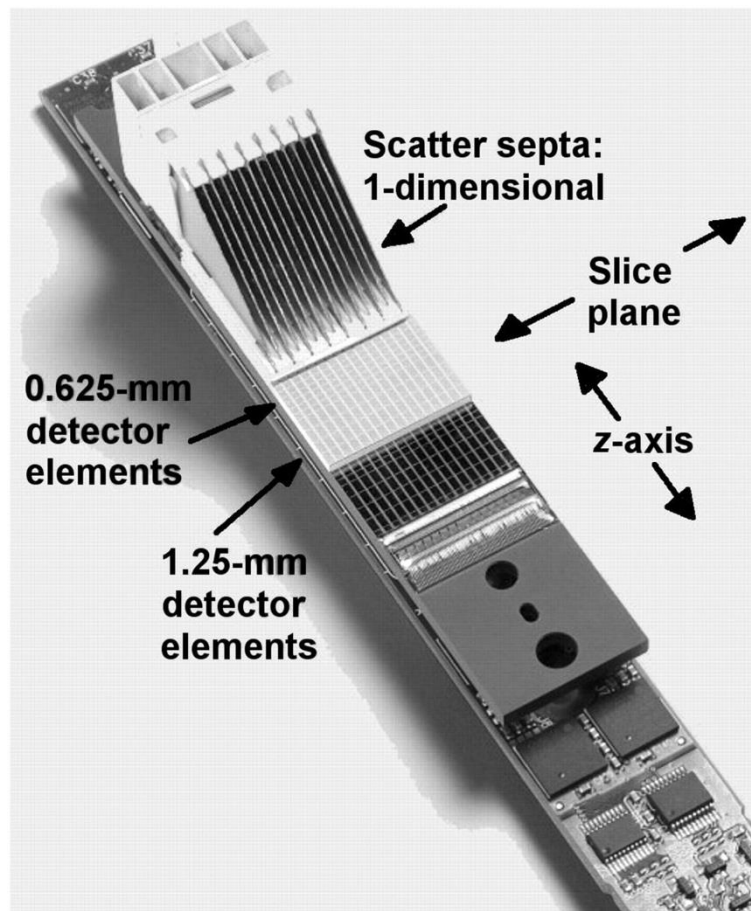


**Figure 2.30**

(left) A cut-away of a helical CT scanner showing the slip-rings. (right) Close-up of the sliding brushes used to transfer power from the stationary gantry to the rotating X-ray tube.

## آشکارساز CT های چند لایه

- در یک دستگاه CT اسپیرال تک لایه، ضخامت یک مقطع از بدن در راستای سر-پنجه با عرض پرتو تنظیم شده (گذر کرده از collimator) در این راستا تعیین می‌شود.
- در CT های چند لایه، ممکن است تا ۳۲۰ ردیف آشکارساز مجزا وجود داشته باشند که طولی برابر با ۱۶ سانتیمتر را می‌پوشانند.
- از آنجاکه سیگنالی جداگانه توسط هریک از این آشکارسازها جمع‌آوری می‌شود، ضخامت مقطع در این حالت به واسطه‌ی اندازه (پهنای) آشکارساز تعیین می‌شود.
- یک آرایه‌ی دوبعدی شامل تعداد مشابهی از المان‌های پیرامونی در هر ردیف، مشابه آنچه در CT های تک لایه اتفاق می‌افتد، است و بنابراین حدود ۲۵۰۰۰۰ سیگنال جداگانه به طور همزمان ثبت می‌شوند.

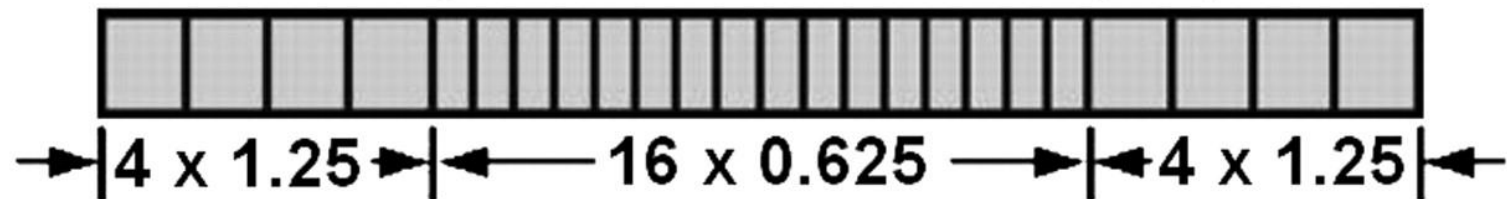


## ادامه ...

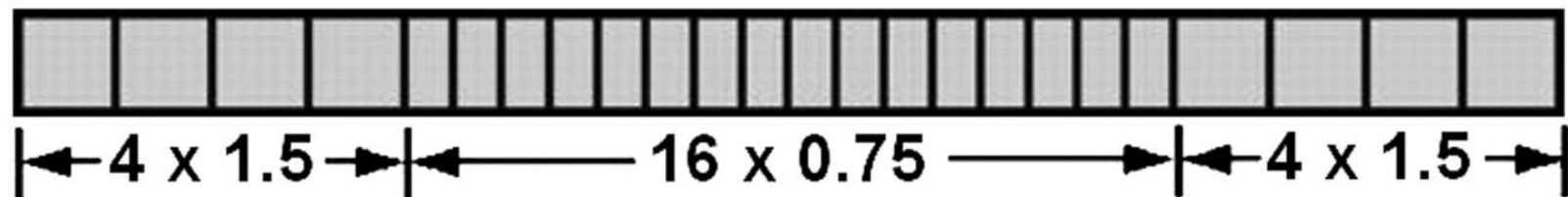
- ابعاد ردیف‌های مختلف آشکارساز، ممکن است مشابه و یا متفاوت باشد به‌گونه‌ای که کوچکترین آشکارسازها در مرکز آرایه قرار گرفته باشند.
- به عنوان مثال در یک نمونه تجاری، یک آشکارساز ۴۰ لایه (با کل پوشش ۲۸.۸ میلیمتر) با ۳۲ لایه مرکزی هریک به عرض ۰/۶ میلیمتر و ۸ لایه بیرونی که هر یک ۱/۲ میلیمتر عرض دارند، ساخته می‌شود.
- همچنین امکان چسباندن دو لایه‌ی باریک ۰.۶ میلیمتر به یکدیگر به طور مجازی و دریافت سیگنال از لایه‌ی حاصل (۱.۲ میلیمتر) را برای لایه‌های بیرونی‌تر دارد.
- همچنین روش‌های دیگری برای ارتقای رزولوشن مکانی به مقداری کمتر از ابعاد (ضخامت) آشکارسازها وجود دارد.
- یکی از این روش‌ها راهکار نقطه‌ی Z-معلق نامیده می‌شود و در آن ناحیه کانونی آند در تیوب پرتو X، به سرعت در بین دو موقعیت متفاوت تغییر می‌کند.

← Slice thickness (z-axis) direction →

GE (20-mm total length)



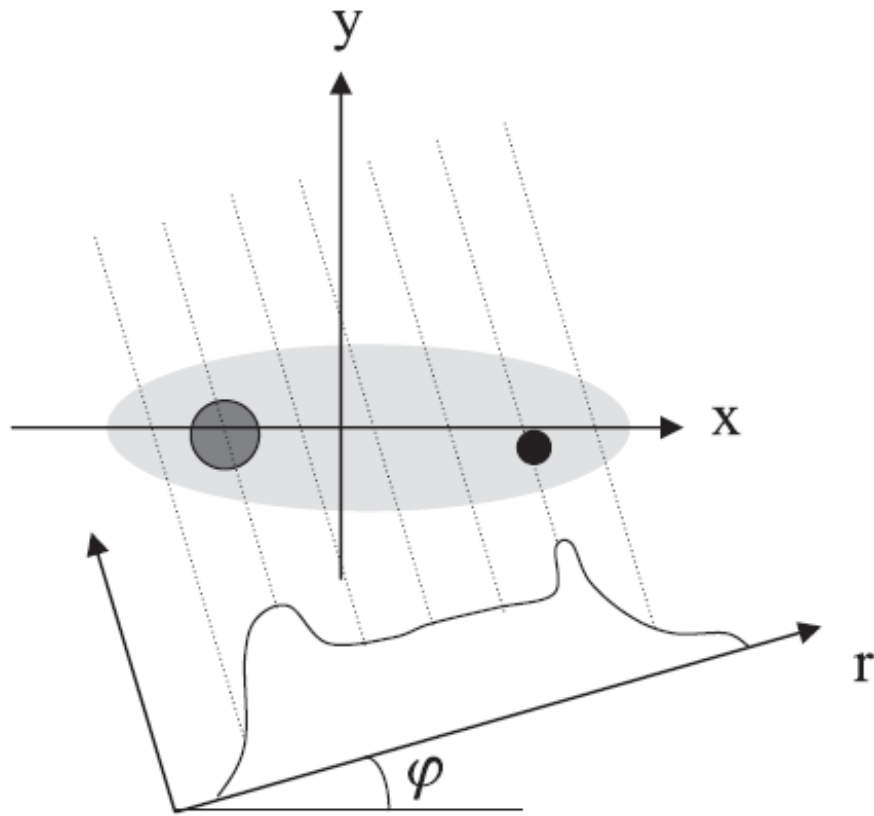
Philips/Siemens (24-mm total length)



Toshiba (32-mm total length)



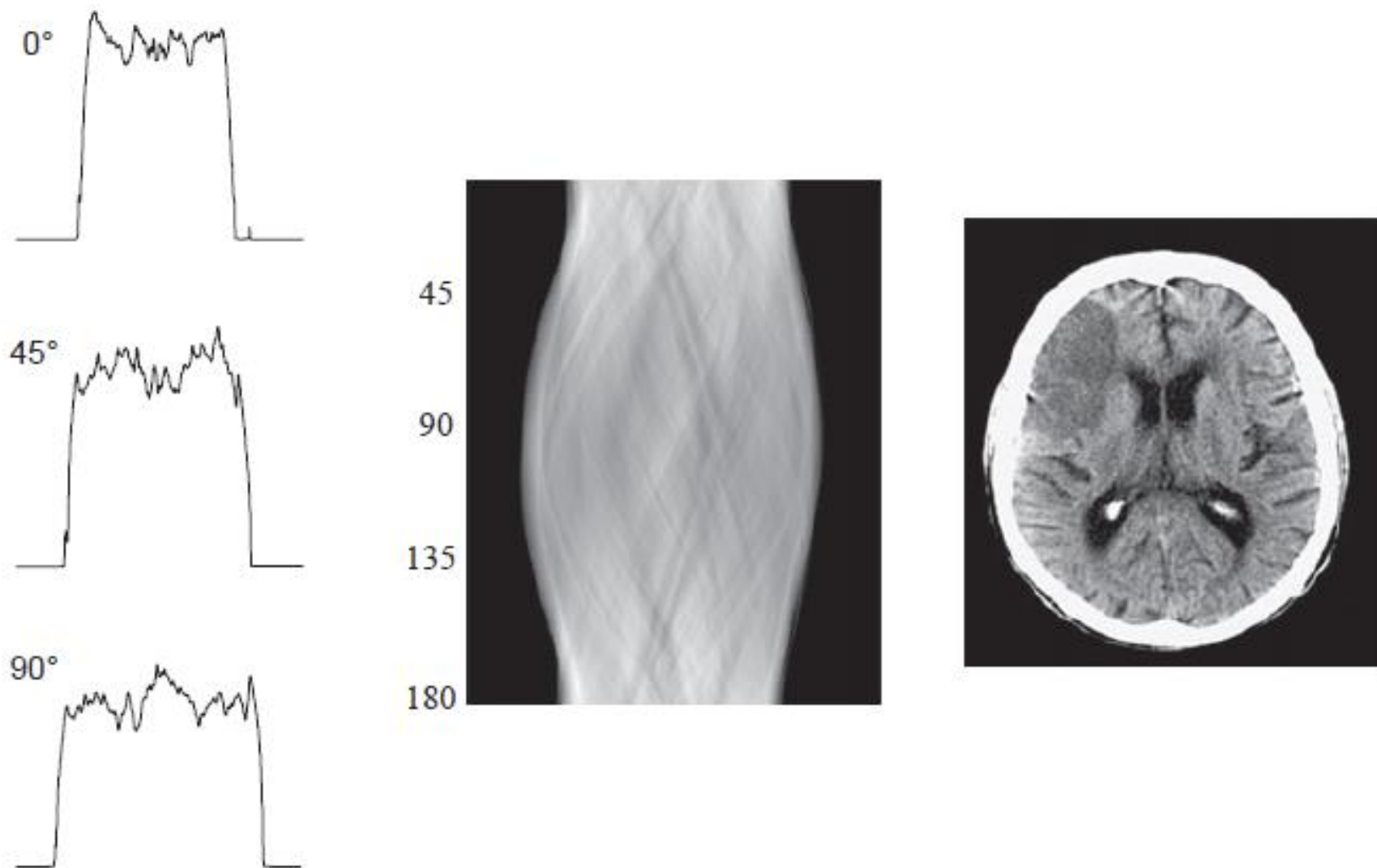
# بازسازی تصویر در CT



- قاعده ریاضی بازسازی تصاویر از یک سری از سیگنال‌های پروژکشن بدست آمده، چنانچه در بخش ۱۰.۱ کتاب تشریح شده است، استفاده از عکس تبدیل رادون است که با راهکار پس انتشار فیلتر شده، محقق (پیاده‌سازی) می‌شود.
- در ادامه نکات تکمیلی این مبحث را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

# راهکارهای پس انتشار فیلترشده

- برای سادگی ابتدا فرض کنیم که سیگنال بدست آمده در هر واحد (المان) آشکارساز، آرایه‌ای برآمده از پرتوهای  $X$  موازی با یکدیگر است.
- در این حالت داده می‌تواند که فیلترشده و پس انتشار یابد تا تصویر حاصل آید.
- این فرآیند در شکل تشریح شده است.



**Figure 2.32**

(left) Three projections acquired at different angles from a slice through the head of a patient. (centre) Sinogram showing the projections as a function of rotation angle from  $0$  to  $180^\circ$ . (right) Image produced by filtered backprojection.



# چگونگی بازسازی تصاویر در CT-Scan

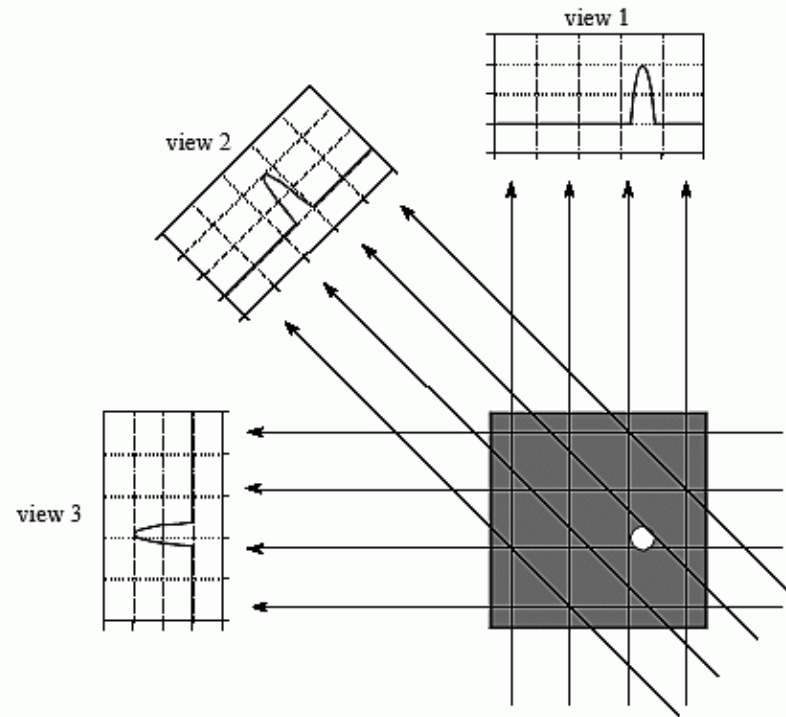
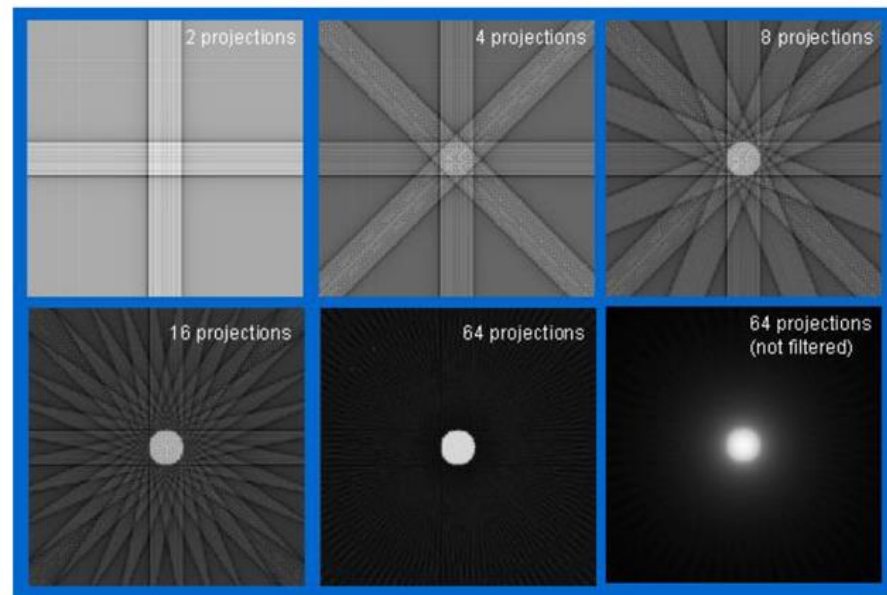


FIGURE 25-15

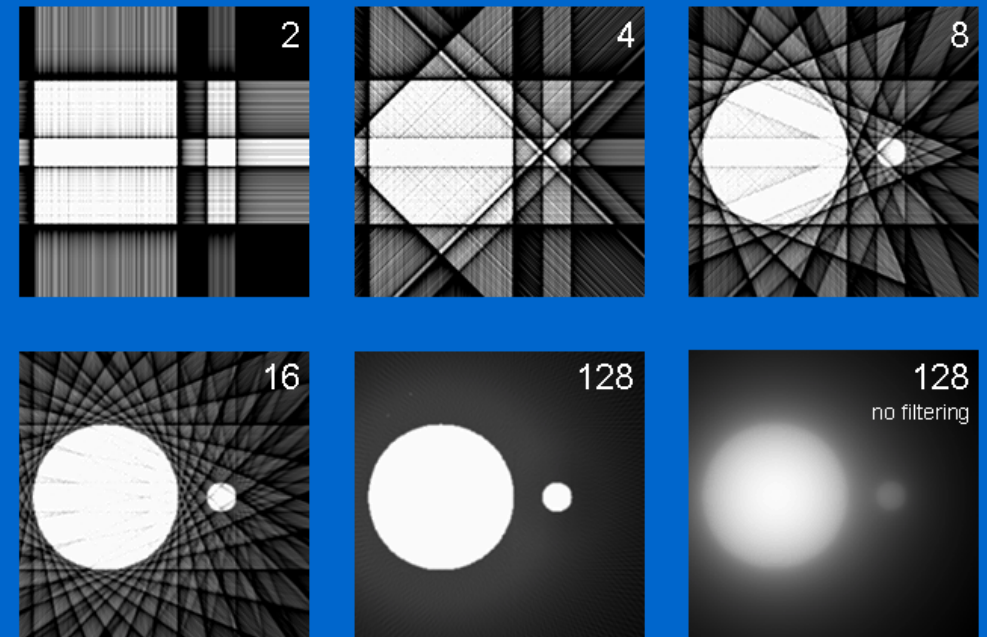
CT views. Computed tomography acquires a set of views and then reconstructs the corresponding image. Each sample in a view is equal to the sum of the image values along the ray that points to that sample. In this example, the image is a small pillbox surrounded by zeros. While only three views are shown here, a typical CT scan uses hundreds of views at slightly different angles.

ادامه ...



Backprojections of a dot phantom. Each projection from the dot is backprojected, or smeared across the section. The backprojections are added together, resulting in a reconstruction.

## Filtered back projection



## ادامه ...

- یادآور می‌شود که یک تصویر CT، در حقیقت نقشه‌ای از ضرایب تضعیف بافت بر اساس موقعیت مکانی را به تصویر نمی‌کشند، بلکه نقشه‌ای از عدد CT را برای بافت به نمایش می‌گذارد که توسط رابطه‌ی زیر تعریف می‌شود:

$$CT_0 = 1000 \frac{\mu_o - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}},$$

- $CT_0$ ، عدد CT بوده و با واحد Houns field (HU) بیان می‌شود و  $\mu_0$  ضریب تضعیف خطی بافت در هر پیکسل است.
- تصویر بازسازی شده حاوی اعداد CT متغیر در محدوده ۳۰۰۰ تا ۱۰۰۰- است.

ادامه ...

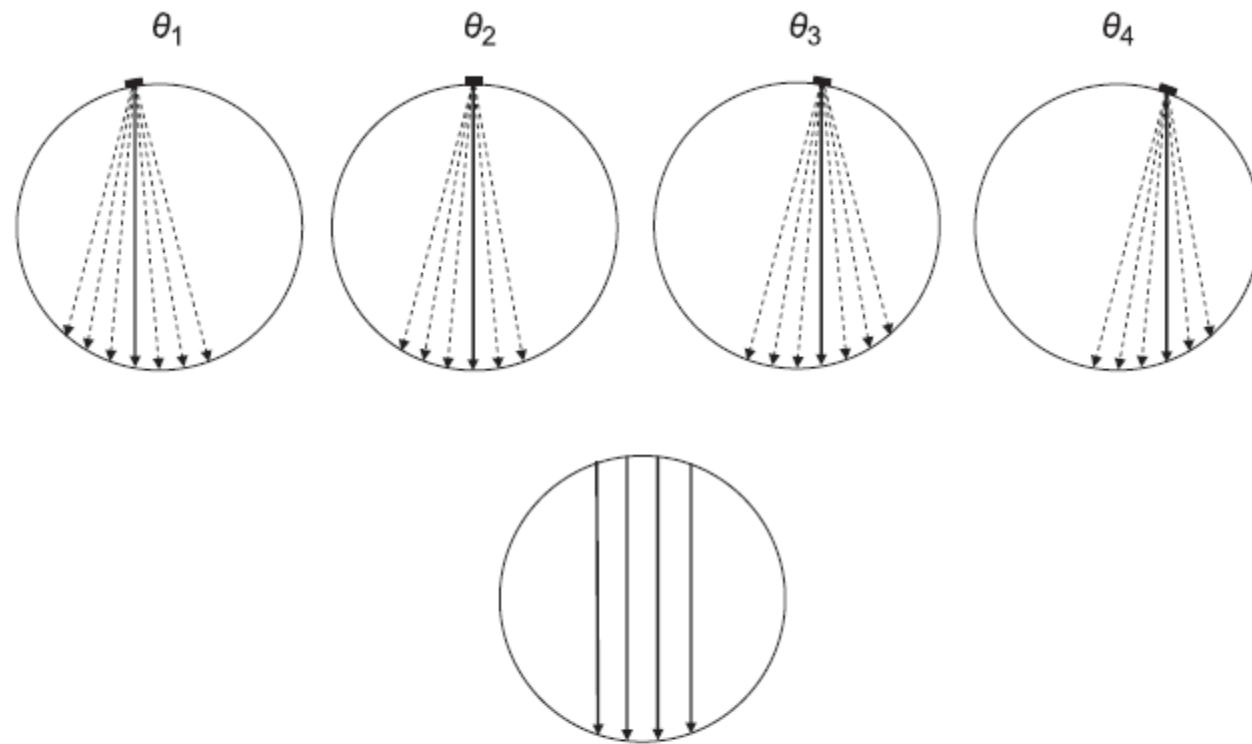
- چنانچه در شکل زیر مشاهده می‌شود بیشترین مقادیر عدد CT برای استخوان و بافت‌های حاوی دز بالای ماده حاجب هستند و هرچه ضریب تضعیف بافت (با و یا بدون ماده حاجب) بالاتر باشد، عدد CT برای آن بزرگتر بوده و آن بافت در تصویر CT روشن‌تر به نظر می‌رسد.

Table 2.1: CT numbers of different tissues at 70 keV

Tissue	CT number (Hounsfield units)
Bone	1000–3000
Muscle	10–40
Water	0
Lipid	–50 to –100
Air	–1000
Brain (white matter)	20 to 30
Brain (grey matter)	35 to 45
Blood	40

# بازسازی پرتوهای بازدن شکل

- راهکار پس انتشار سیگنال فیلترشده مبتنی بر این فرض است که پرتوهای  $X$  متلاقی با هر المان آشکارساز به طور موازی قرار گرفته‌اند.
- اما پرتوهای  $X$  زاویه‌ای درحد ۴۵ الی ۶۰ درجه را پوشش می‌دهند، از آنجا که آرایه‌ی آشکارسازها کاملاً پهن هستند، پرتوها از حالت موازی فاصله می‌گیرند.
- ساده‌ترین روش فایق آمدن بر این مشکل، مرتب کردن سیگنال‌های پروژکشن و تشکیل سیگنال‌های ترکیبی است که حالتی موازی داشته و امکان بازسازی با الگوریتم ساده و کارآی پس انتشار فیلترشده را داشته باشند.
- موقعیت تیوب و آشکارساز در هر لحظه و با دقتی بسیار بالا حین گردش مشخص است و این روش به خطای بسیار اندک و قابل صرف نظری می‌انجامد.



**Figure 2.33**

The process of data rebinning to produce parallel projections from fan beam data. Data from four different projection angles,  $\theta_1 \dots \theta_4$  are shown. One projection, shown as the solid line, is taken from each of the datasets to produce a synthetic data set (bottom) with four parallel projections, which can then use a simple filtered backprojection algorithm for image reconstruction.

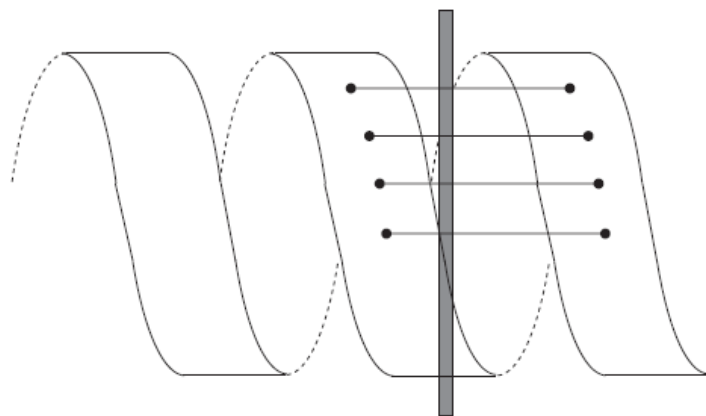
# بازسازی داده‌ها در CT اسپیرال

- الگو (مسیر) مارپیچی پرتوهای X از درون بدن بیمار در این روش بدین معناست که چرخشی ۱۸۰ و یا ۳۶۰ درجه کامل حول بیمار نداریم.
- بنابراین داده باید قبل از پس انتشار یافتن باز نمونه برداری شود (همچنان که پرتوهای بازدن مانند در بخش قبل باز نمونه برداری می شدند) تا یک سری از سیگنال‌های متناظر با مقاطع عرضی مجاور تشکیل شود.
- این مقاطع دارای همپوشانی، ثابت شده است که برای افزایش دقت تشخیص عارضه مفیدند چراکه احتمال قرار گرفتن بخش از یک توده (عارضه) بین لایه‌ها به شدت کاهش می‌یابد.

## ادامه ...

- در این مثال بازنمونه‌برداری از طریق درونیابی خطی نقاط روی محور فرضی ۱۸۰ درجه، جدا از مسیر مارپیچی، برای تخمین داده‌های مورد نیاز صورت می‌پذیرد.

- با تنظیم وزن هنگام درونیابی، مقاطع می‌توانند اندکی در موقعیت خود جابجا شوند و تصاویر مقطعی با ضخامتی فراتر از ضخامت حاصل از افزودن ضخامت دو مقطع مجاور نیز بدست آید.



**Figure 2.34**

Image reconstruction from helical CT data. The process involves interpolation of data points which are not acquired. The solid dots represent acquired data, with the filled shape being the location of the interpolated data.

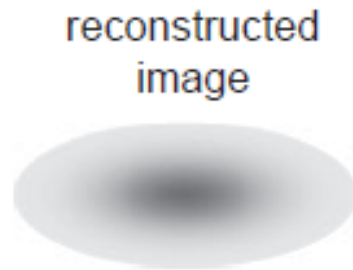
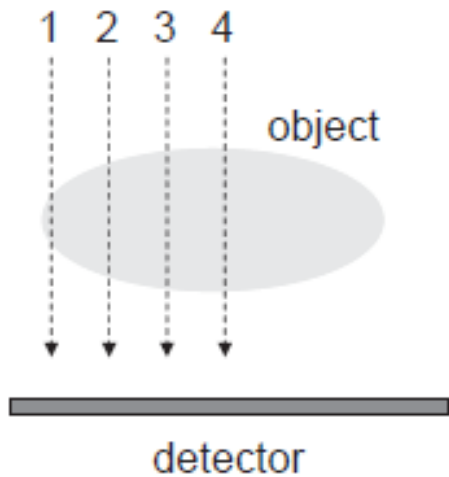


# بازسازی اسکن‌های CT مارپیچی چند لایه

- بازسازی در این حالت بسیار مشابه با بازسازی در حالت اسکن مارپیچی تک لایه است با این مزیت که ضخامت مقطع در حالت چندلایه، می‌تواند پس از جمع‌آوری داده‌ها تعیین شود.
- لایه‌های نازک می‌توانند برای تشکیل تصاویر با کیفیت سه بعدی استفاده شوند و یا همان مجموعه داده‌ها برای تشکیل لایه‌هایی ضخیم‌تر و دارای SNR بالاتر بازسازی شوند.

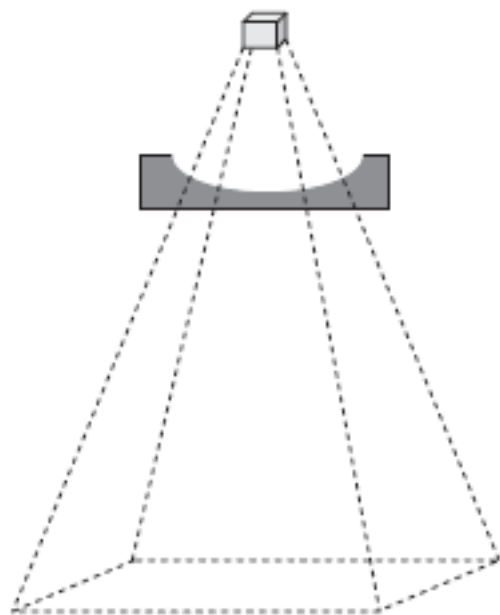
# پیش پردازش داده ها

- داده های جمع آوری شده قبل از استفاده در بازسازی باید پیش پردازش (تصحیح) شوند تا آثار نامطلوب دستگاه و همچنین بیمار بر آنها، رفع گردد.



- یکی از این نمونه ها، رفع اثر پدیده ی beam hardening است.
- پدیده ی beam hardening: انرژی مؤثر پرتوهای X حین عبور از بدن افزایش می یابد، چرا که ضریب تضعیف برای پرتوهای دارای انرژی پایین، بیشتر است.
- این بدان معناست که ضریب تضعیف مؤثر در بخشهای ضخیم بدن کوچکتر و اثر پدیده ی beam hardening بزرگتر است.

## ادامه ...



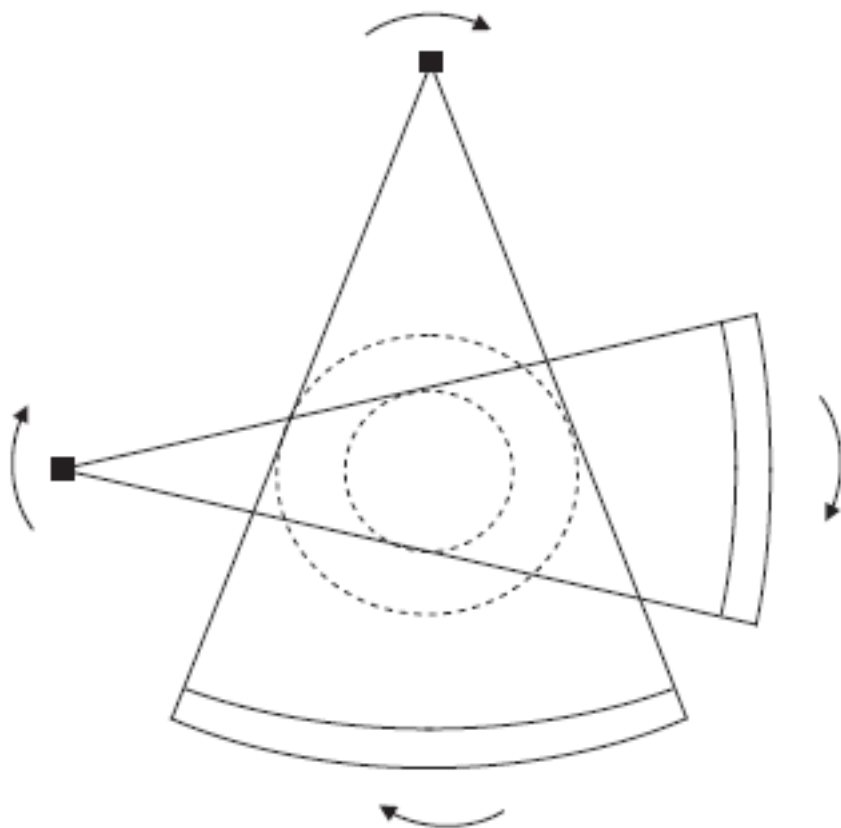
- یکی از روشهای جبران این اثر، استفاده از فیلتر **bowtie** (راهکار سخت افزاری و مطابق شکل) و دیگری استفاده از الگوریتم بازسازی اصلاح شده (راهکار نرم افزاری)، بر مبنای طول مسیر طی شده پرتو در بافت هستند.
- تصحیح دیگر نیز مربوط به تفاوت جزئی حساسیت در آشکارسازها و کانالهای آشکارسازها است.
- عدم توازن در آشکارسازها معمولا با یک جسم نمونه دارای ضریب تضعیف یکنواخت، اندازه گیری شده و در الگوریتمهای بازسازی مرتبط به کار بسته می شود.

## CT Scan با تیوب دوگانه

- رزولوشن زمانی CT (حداقل زمان لازم برای یک دور چرخش تیوب به دور بیمار) با سرعت چرخش تیوب محدود شده است.
- حداقل زمان گردش  $180^\circ$  تیوب در سیستمهای امروزی در حد 160 ms است و افزایش قابل ملاحظه این سرعت چرخش نیز می تواند نیروی گرانشی بسیار زیادی به سیستم وارد آورد.
- راه دیگر دستیابی به ریزبینی زمانی بالا، افزودن یک تیوب/ آشکارساز پرتو X دیگر به سیستم است.
- این روش مقطع نگاری محاسباتی با دو منبع Dual Source Computed Tomography (DSCT) نام دارد.
- رزولوشن زمانی چنین سیستمی دو برابر یک دستگاه CT Scan مارپیچی عادی (دارای یک تیوب) است که در تصویربرداری قلبی، مزیت مهمی به شمار می آید.

ادامه ...

- مطابق شکل، تیوب (منبع) دوم میدان دید محدودتری به نسبت تیوب اول دارد و معمولاً حدود  $2/3$  میدان دید آنرا می پوشاند.

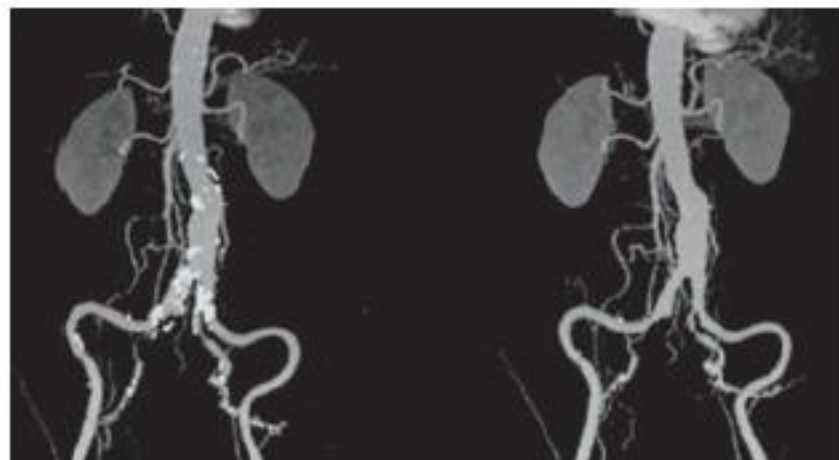


# CT Scan با انرژی دوگانه

- در صورت در اختیار داشتن دستگاه DSCT، امکان استفاده از  $kVp$  متفاوت برای هر یک از این دو تیوب و در نتیجه تولید تصاویری برآمده از طیف انرژی متفاوت نیز وجود دارد.
- در چنین حالتی، با اعمال دو طیف انرژی متفاوت به بدن بیمار، تصاویری حاوی اطلاعات بیشتری بدست می آید.
- به عنوان مثال بااستفاده از این دو تصویر میتوان به تمییز بهتر بافتهای استخوانی و بافتهای حاوی مقدار زیادی ماده ی حاجب اقدام کرد.
- $kVp$  مورد استفاده در تصویربرداری با انرژی دوگانه نیز  $140\text{ keV}$  و  $80\text{ keV}$  است.

## ادامه ...

- در شکل حاصل استفاده از این ایده در حذف بافتهای دارای پدیده ی microcalcification در تصویربرداری از عروق مشاهده می شود.



- از مهمترین کاربردهای روش تصویربرداری CT Scan می توان به اسکن مغز و اعصاب، بررسی بیماریهای ریوی، تصویربرداری از کبد و تصویربرداری قلبی- عروقی اشاره کرد.

# توموسنتز دیجیتال پرتو X

- این روش راهکار تصویربرداری نسبتاً جدیدیست که میتواند به عنوان ترکیبی از دو روش رادیوگرافی و CT Scan، تلقی شود. توموسنتز قفسه سینه در ابتدا برای بررسی عقده های ریوی و همینطور تصویربرداری از بافت پستان مورد استفاده قرار گرفت.
- در این روش و مطابق شکل، بیمار در برابر یک صفحه ی آشکارساز قرار گرفته و سپس یک واحد موتوردار، تیوب پرتو X را به صورت عمودی در برابر او حرکت میدهد.
- در این روش، فاصله ی کانونی 0.6 mm، پالسهای پرتو X کوتاه مدت و فاصله ی تیوب تا آشکارساز در حد 1.8 M است.
- حین حرکت عمودی تیوب، معمولاً ۶۱ تصویر (سیگنال) پروژکشن ثبت می شود.
- دز پرتو اعمالی در این روش به بیمار از CT Scan بسیار کمتر و اطلاعات (جزئیات) تصویر حاصل از روش رادیوگرافی مسطح بسیار بیشتر است. بازسازی تصویر از روی سیگنالهای حاصل نیز، الگوریتم خاص خود را می طلبد.



