

اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

جلسه هفتم – آشنایی با دستگاه 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 امریکا 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.

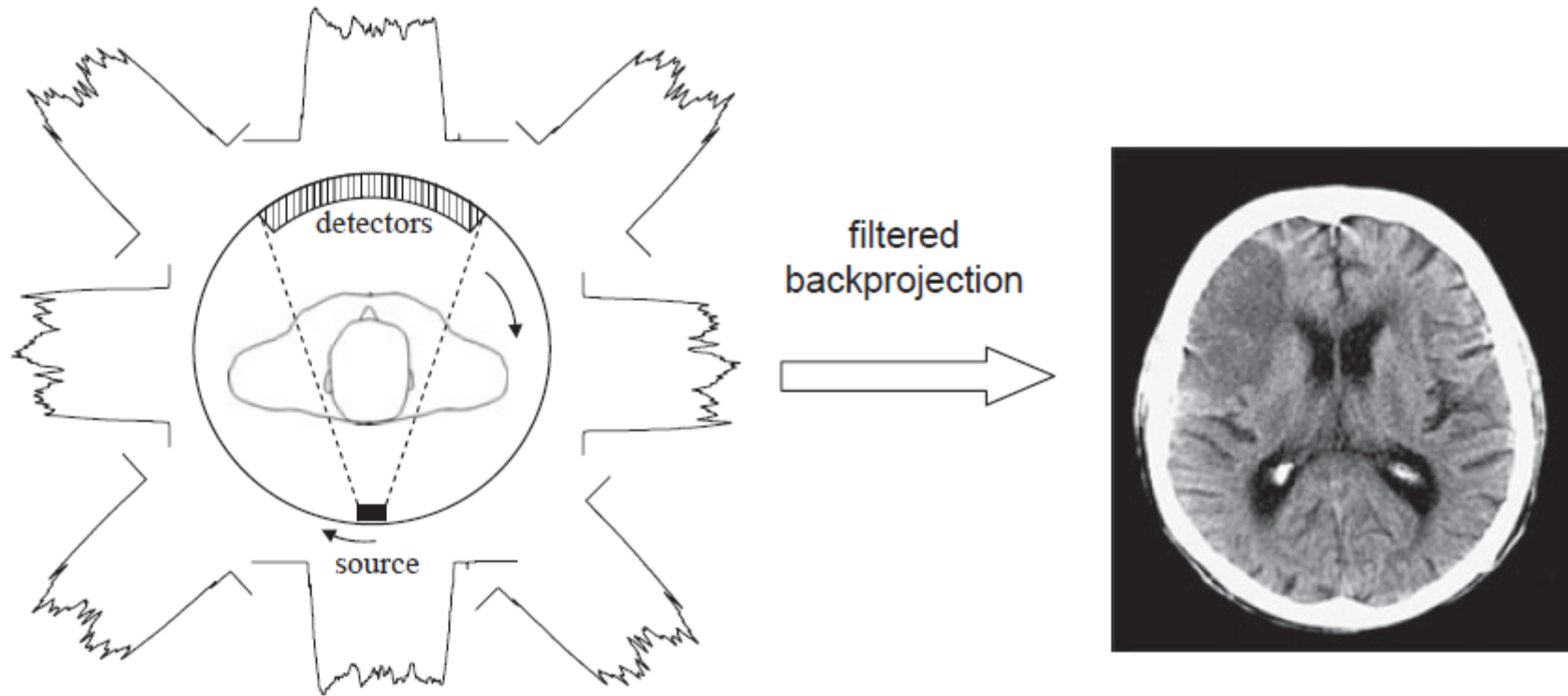


Figure 2.27

(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 می چرخند و داده ها به طور پیوسته ثبت می شوند.
- اکثر اسکنرهای موجود در بازار که به نسل سوم اسکنرها موسومند، از پرتو X بادزن- مانند و ۵۱۲ تا ۷۶۸ آشکارساز استفاده می کنند.
- دو کلیماتور جداگانه در برابر منبع اشعه استفاده می شود.
- کلیماتور اول پرتوها را در گستره ی ۴۵ الی ۶۰ درجه محدود می سازد.
- کلیماتور دوم نیز که عمود بر اولی قرار داده شده است، پهنای پرتوها را به پهنای لایه موردنظر، معمولاً درحد ۱ الی ۵ میلیمتر در راستای سر تا پا (پنجه)، محدود می سازد.

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.
- 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.

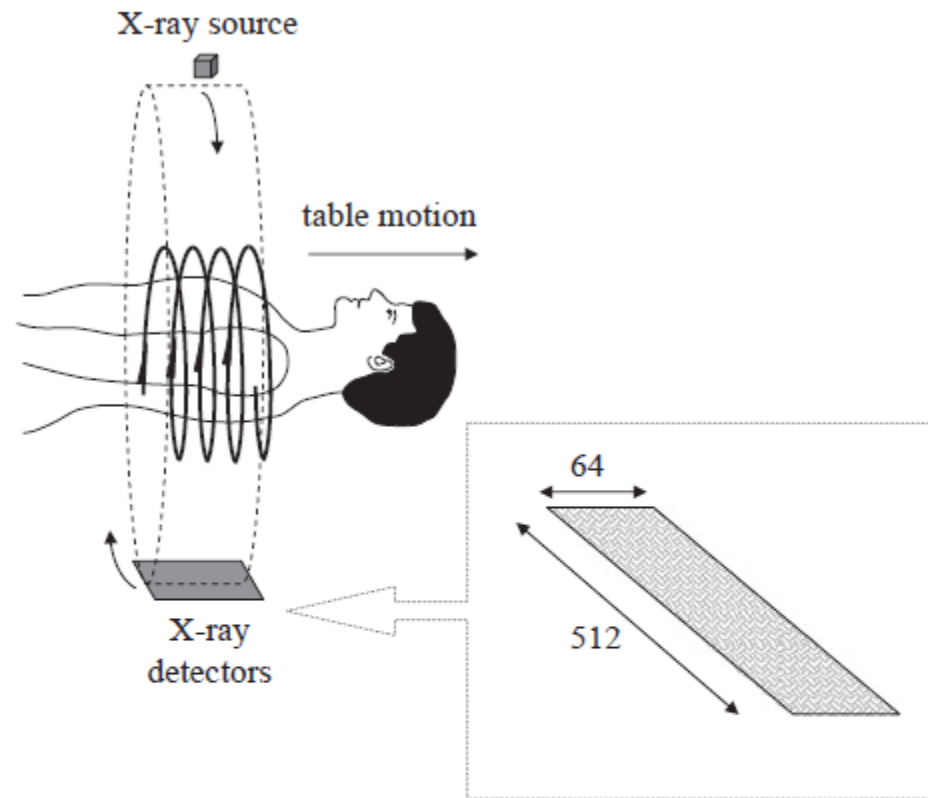


Figure 2.28

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.

ادامه ...

- از این روش اسکن کردن به spiral یا helical یاد می‌شود که این دو عبارت مترادف و قابل استفاده به جای یکدیگرند.
- نکات نرم افزاری و سخت افزاری چندی وجود داشت که باید حل می‌شد تا این ایده در اوایل دهه ۹۰ میلادی به گونه‌ای موفقیت‌آمیز پیاده‌سازی شود:
- اول آنکه کابل‌های بسیار فشار قوی که سیستم (تیوب) CT را تغذیه می‌کردند، نمی‌توانستند همواره در یک جهت گردش کنند. چنین مشکلی برای کابل‌های 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 داده‌ها طراحی شود.
- دوم آنکه چنانچه تیوب اشعه X به طور پیوسته‌ای کار (گسیل اشعه) کند، بسیار بیشتر از حالت تصویربرداری از یک لایه از بافت بدن بیمار گرم می‌شود.
- سوم اینکه که در این حالت، الگوی پرتو گذرا از بدن بیمار به جای پروژکشن‌های موازی، مارپیچی است و بایستی روش‌های بازسازی متفاوتی برای آن، توسعه داده می‌شدند.

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 شدند 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 تجهیزات 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.

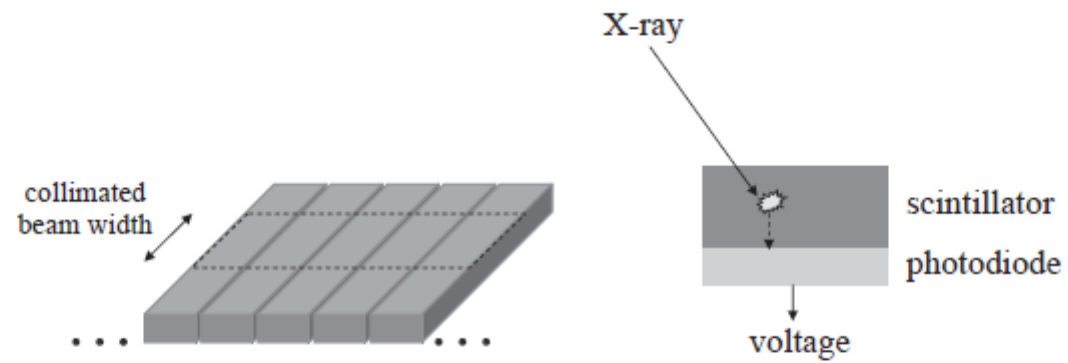


Figure 2.29

(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.

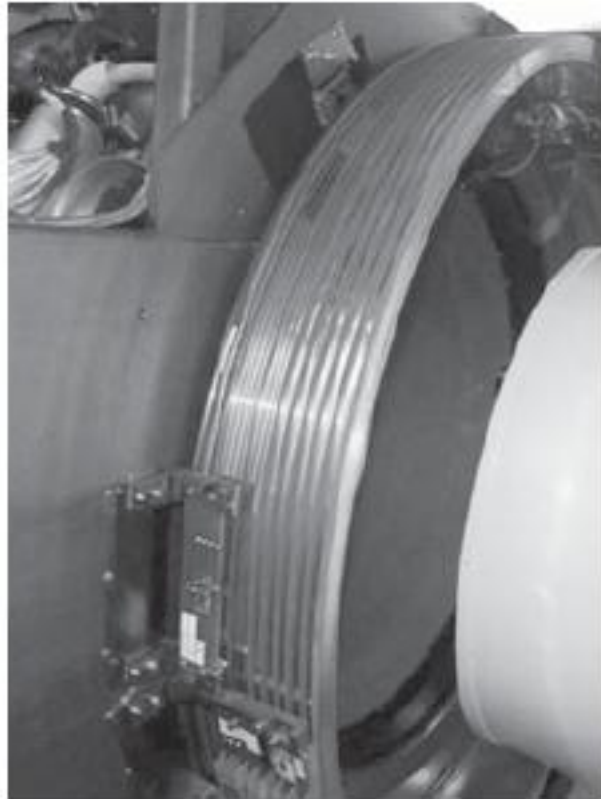


Figure 2.30

(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.



Figure 2.31

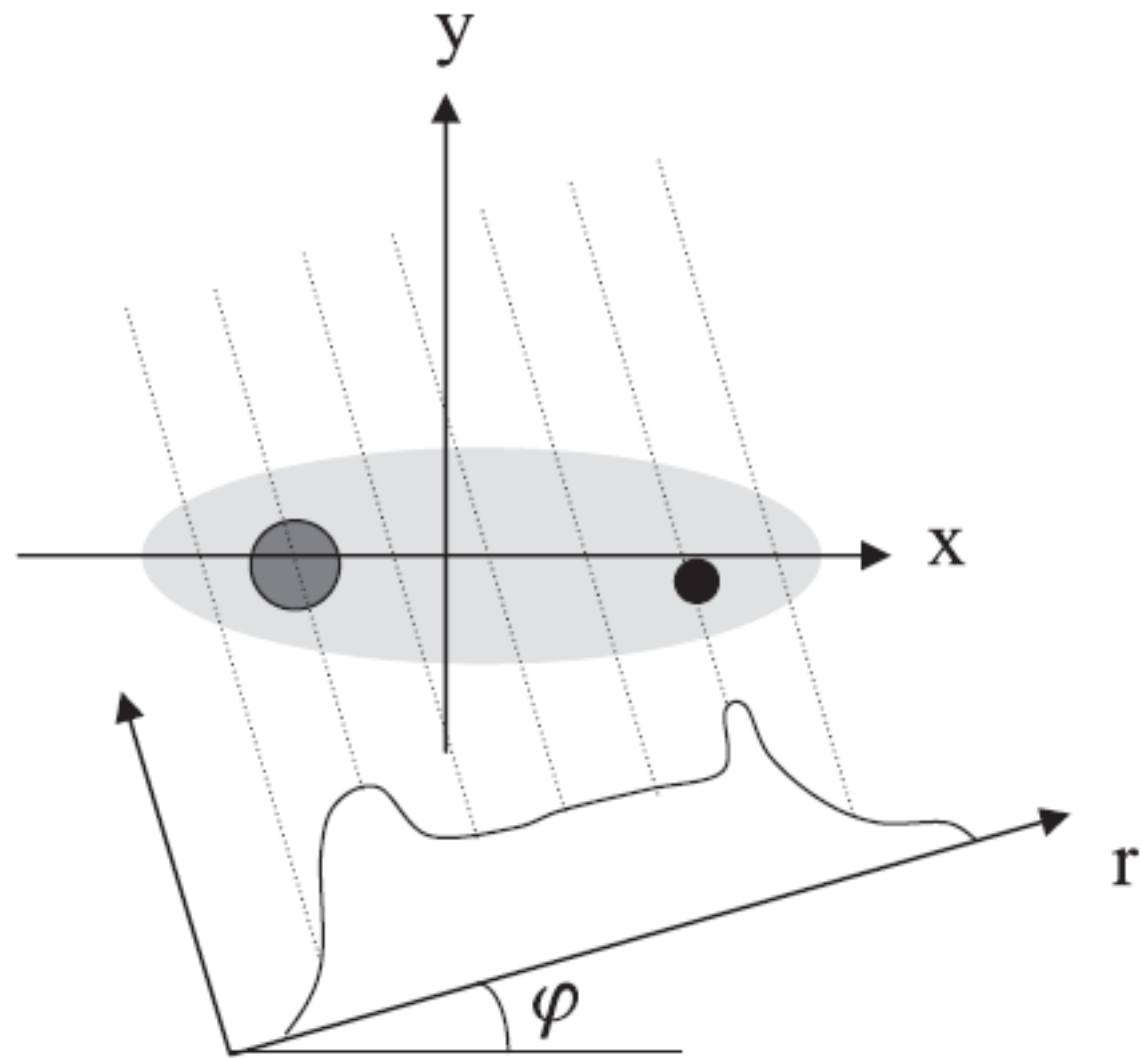
Multi-slice CT detectors, with up to 320 rows for the largest detector at the back.

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.

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 فیلتر شده

- 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 فیلتر شده و پس انتشار یابد تا تصویر حاصل آید.
- این فرآیند در شکل تشریح شده است.

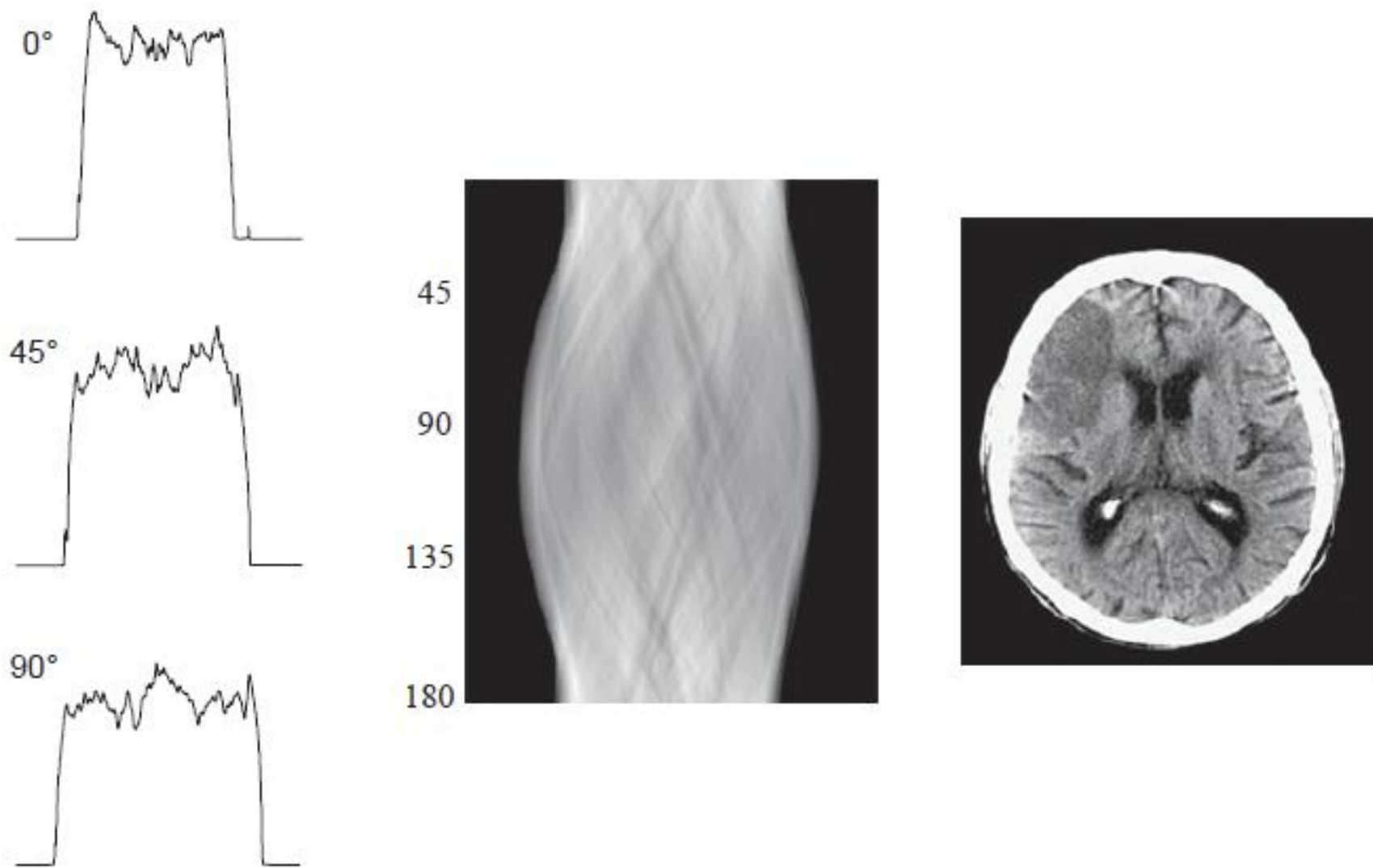


Figure 2.32

(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°. (right) Image produced by filtered backprojection.

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 μ_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.

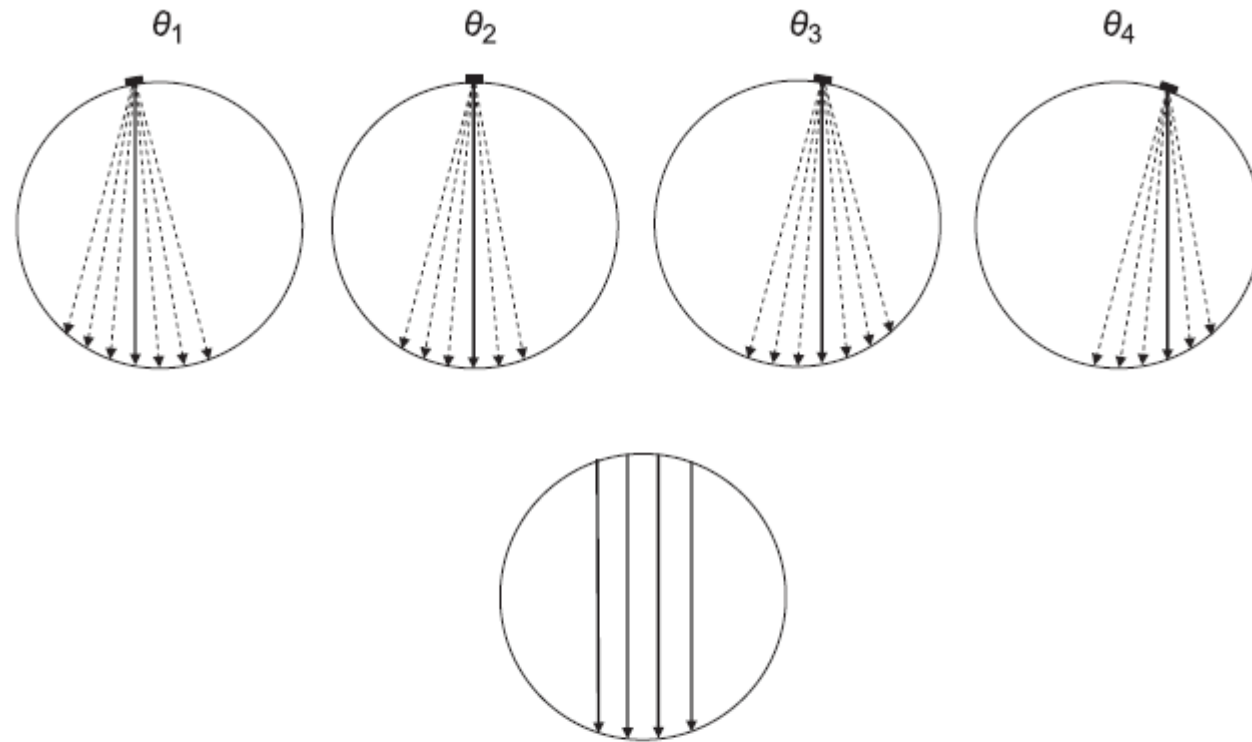


Figure 2.33

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.

ادامه ...

- در این مثال باز نمونه برداری از طریق درون یابی خطی نقاط روی محور فرضی 180° درجه، جدا از مسیر مارپیچی، برای تخمین داده های مورد نیاز صورت می پذیرد.
- با تنظیم وزن هنگام درون یابی، مقاطع می توانند اندکی در موقعیت خود جابجا شوند و تصاویر مقطعی با ضخامتی فراتر از ضخامت حاصل از افزودن ضخامت دو مقطع مجاور نیز بدست آید.
- این مقاطع دارای همپوشانی، ثابت شده است که برای افزایش دقت تشخیص عارضه مفیدند چراکه احتمال قرار گرفتن بخش از یک توده (عارضه) بین لایه ها به شدت کاهش می یابد.

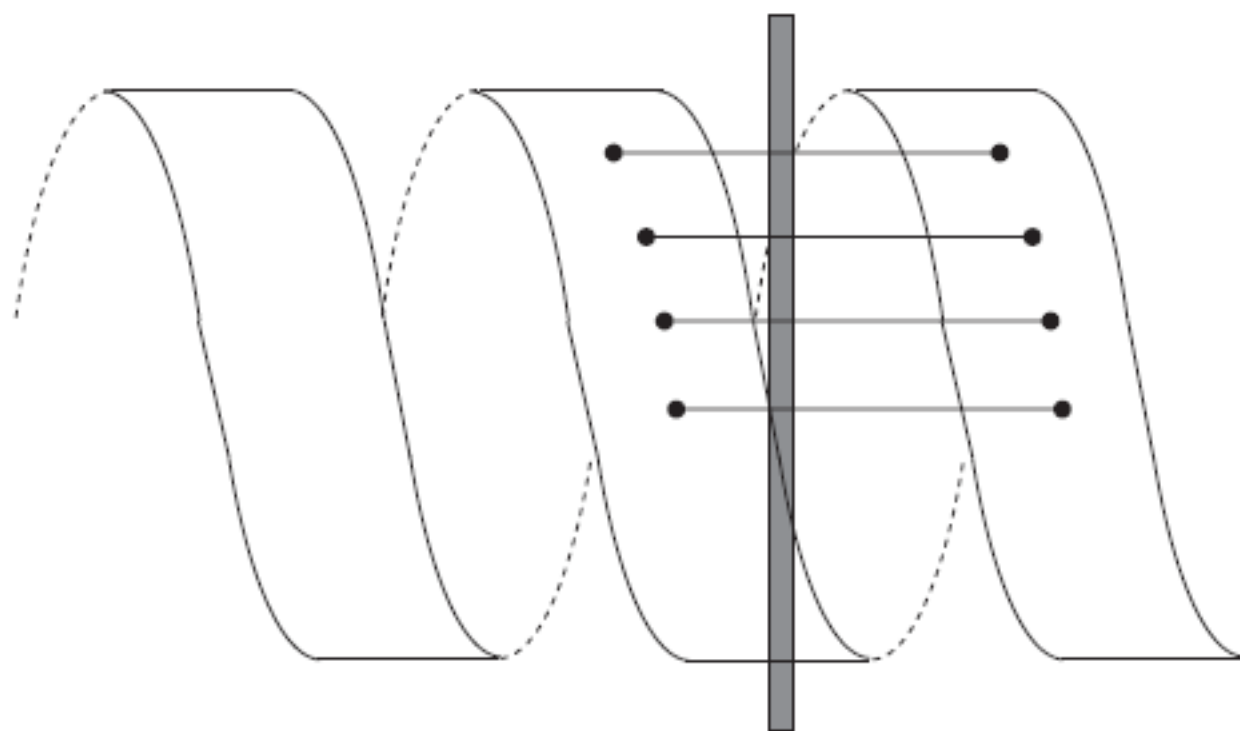


Figure 2.34

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 ماریچی چند لایه

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

پیش پردازش

- پیش از بازسازی تصاویر در کلیه حالات، برخی اقدامات پیش پردازشی برای کاهش تاثیرات نامطلوب دستگاه و یا تاثیرات ناشی از حرکات اضافه بیمار باید صورت پذیرد.
- اولین تصحیح، اصلاح اثر beam hardening است که در آن انرژی مؤثر پرتوهای X به هنگام عبور از بدن بیمار، به دلیل تضعیف بیشتر انرژی پرتوهای X کم انرژی تر، افزایش می یابد.
- این یعنی ضریب تضعیف مؤثر در بخش های ضخیم تر بدن کوچکتر است و بدین ترتیب پدیده ی beam hardening تأثیر گذارتر است.
- در تصویر بازسازی شده، این پدیده معادل با کاهش قابل ملاحظه در عدد CT در بخش های مرکزی بدن است.
- برای کمینه کردن این اثر راهکارهای مختلفی وجود دارد همچون استفاده از فیلتر bowtie و یا الگوریتم تصحیح برمبنای فاصله پیموده شده هر پرتو X در بدن.

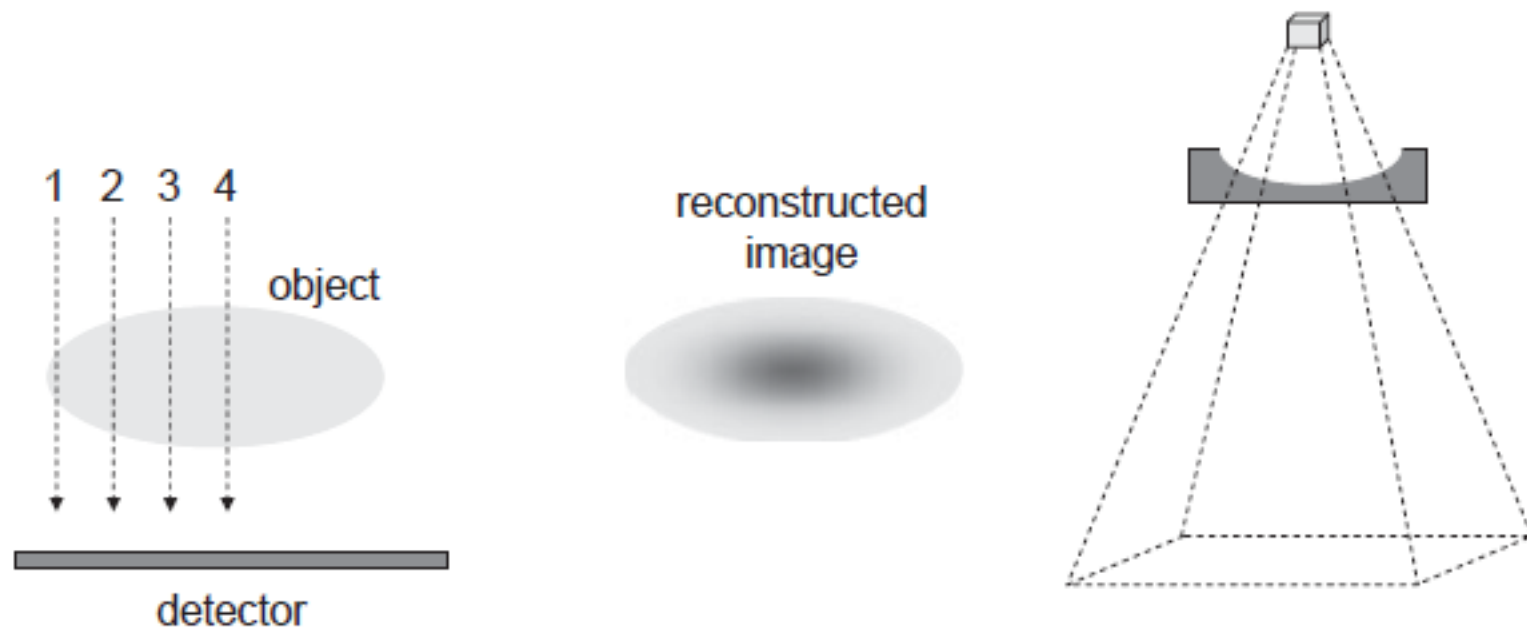


Figure 2.35

(left) Four parallel X-ray beams pass through an elliptical object with spatially uniform attenuation coefficient. The effective energy of beam 4 increases as it passes through the object to a greater degree than for beams 3, 2 and 1 since it has to travel the furthest distance through the object. This effect is known as beam hardening. An image reconstructed using filtered backprojection (centre) shows a reduced CT number in the centre of the object. (right) The effect of beam-hardening can be reduced by the use of a 'bow-tie' filter made of a metal such as aluminium, which also reduces the dose to extremities such as the arms.

ادامه ...

- مشکل دیگر اختلاف اندک حساسیت آشکارسازها و مسیرهای آنان است.
- عدم تعادل در آشکارسازها معمولا قبل از مطالعه تصویر بیمار، با جسمی نمونه (فانتوم) که ضریب تضعیف کاملا یکنواختی بر حسب مکان دارد، سنجیده می شود.
- نتایج حاصل از این اسکن کالیبراسیون، می تواند برای تصحیح داده ی کلینیکی قبل از اجرای الگوریتم پس انتشار استفاده شود.