

اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

جلسه هشتم – ادامه آشنایی با دستگاه CT-Scan

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. در این پدیده 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 تأثیرگذارتر 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.

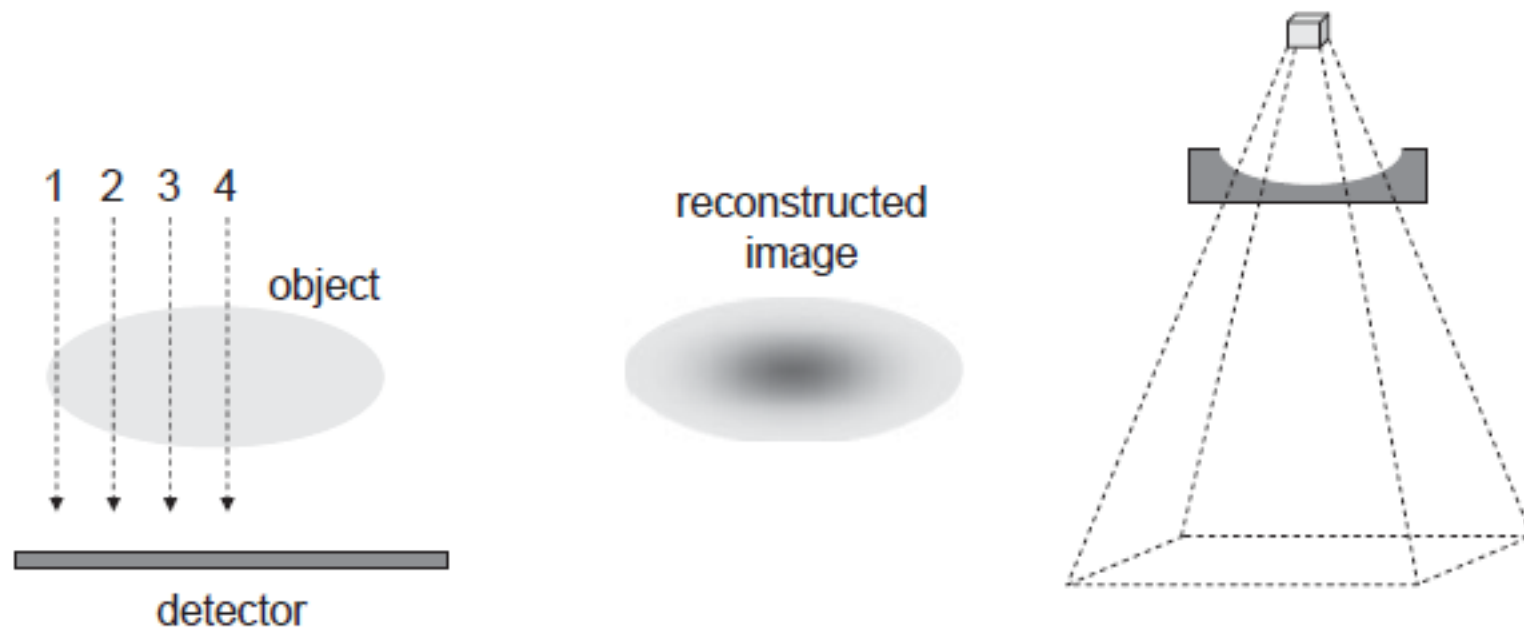


Figure 2.35

(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 معمولاً قبل از مطالعه تصویر بیمار، با جسمی نمونه (فانتوم) که ضریب تضعیف کاملاً یکنواختی برحسب مکان دارد، سنجیده می‌شود.
- نتایج حاصل از این اسکن کالیبراسیون، می‌تواند برای تصحیح داده‌ی کلینیکی قبل از اجرای الگوریتم پس انتشار استفاده شود.

CT های دارای تیوب دوگانه، انرژی دوگانه

- رزولوشن زمانی (حداقل زمان بین دو اسکن) در CT اسپایرال با سرعت چرخش گنتری به دور بیمار محدود می شود.
- در سیستمهای موجود، حداقل زمان لازم برای چرخش ۱۸۰ درجه، حدود ۱۶۰ ms است.
- اگر سرعت بیش از این افزایش یابد، نیروی گرانشی فوق العاده زیادی به سیستم تحمیل می شود.
- روش دیگر افزایش ریزبینی زمانی، افزودن یک مجموعه ی تیوب- آشکارساز دیگر به سیستم است.
- این راهکار به CT اسکن دارای تیوب دوگانه، dual source computed tomography (DSCT) موسوم است.

ادامه ...

- چنانچه در شکل نیز مشخص است، میدان دید (FOV) تیوب دوم کوچکتر و در حد $2/3$ تیوب اصلی است.
- رزولوشن زمانی سیستم های دارای تیوب های دوگانه، دو برابر سیستمهای مرسوم (دارای یک تیوب) است و این امر در تصویربرداری از قلب بسیار مهم است.
- در صورت بهره مندی از تیوبهای دوگانه، می توان از دو kVp و دو جریان متفاوت برای هر تیوب استفاده کرد که در اینصورت تصاویر با انرژی دو گانه (dual-energy) حاصل می آید.
- یکی از کاربردهای تکنیک تصویربرداری با انرژی دوگانه، تمایز قایل شدن بین تصویر استخوان و دیگر عوارض پزشکی (همچون تشکیل بلورهای کلسیم)، یا تأثیر ماده حاجب است. (مطابق شکل)

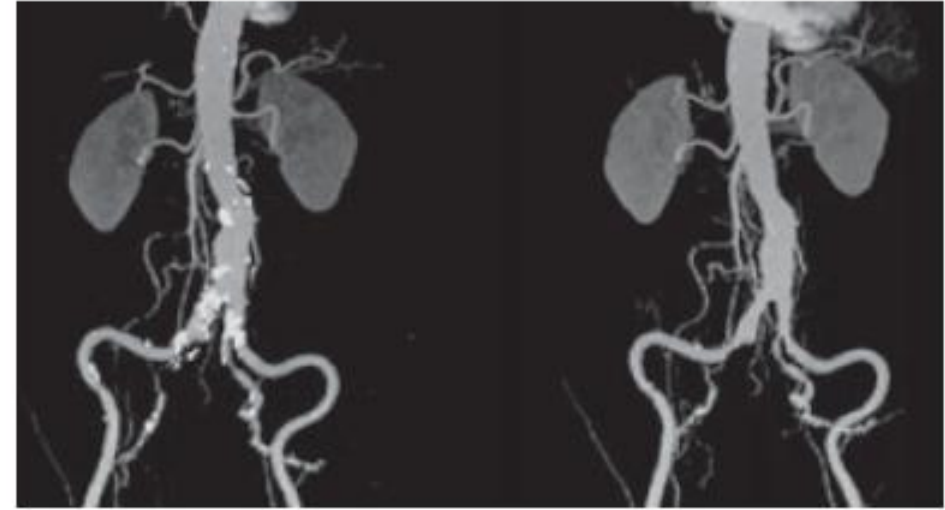
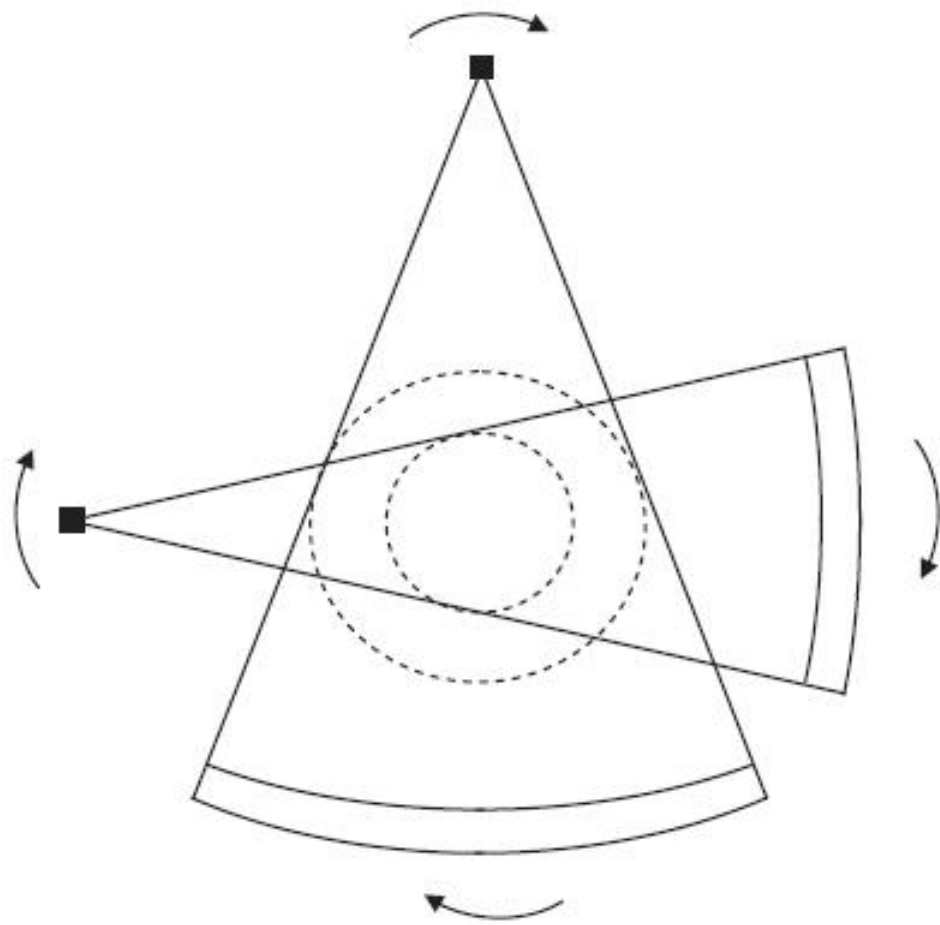


Figure 2.36

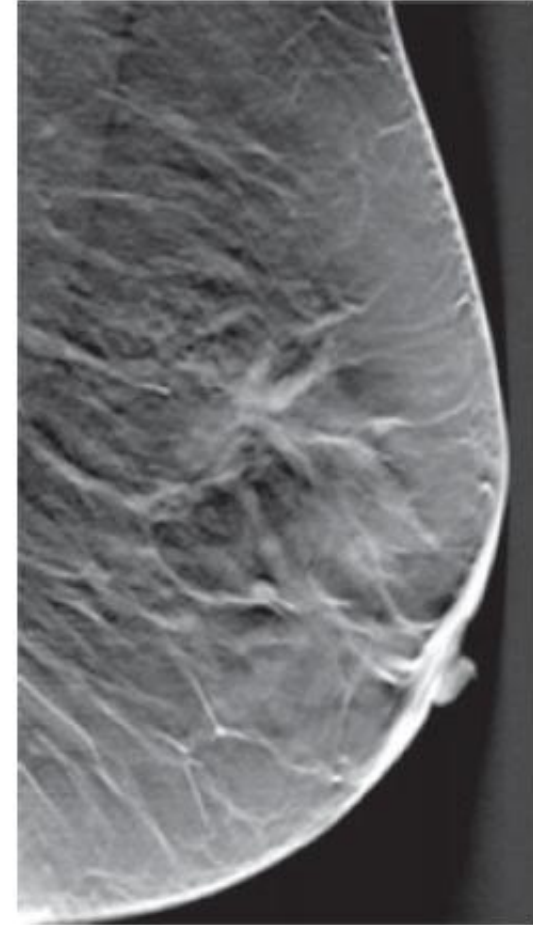
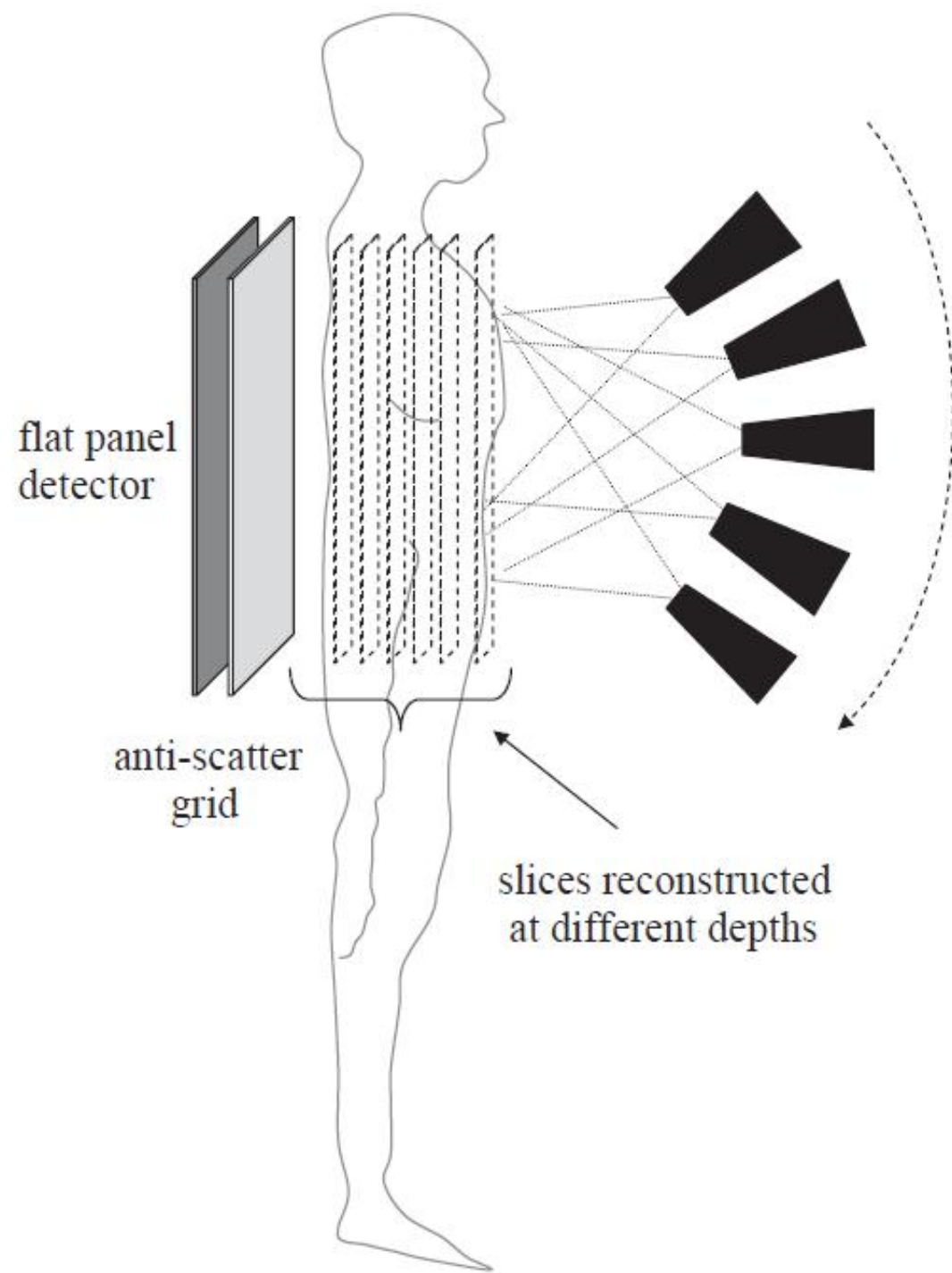
(left) A dual-source CT system. (right) Image improvement using a dual-energy CT system. The image on the left shows microcalcifications (small bright areas) superimposed on top of the arteries in a DSA scan. On the right, the microcalcifications are removed to allow accurate visualization of the arterial system.

تومو سنتز دیجیتال با پرتو X

- Digital X-ray tomosynthesis راهکار نسبتاً جدیدی در تصویربرداری پزشکی است که می تواند به عنوان تلفیقی از تصویربرداری با پرتو X و CT-Scan در نظر گرفته شود.
- تومو سنتز قفسه ی سینه، در ابتدا برای بررسی توده های ریوی و همچنین بافت سینه مورد استفاده قرار گرفته است.
- در این روش بیمار در مقابل یک آشکارساز مسطح می ایستد و سیستمی تیوب را به طور عمودی در مقابل بیمار حرکت می دهد.
- در این روش تیوبی با اندازه ی نقطه ی کانونی $0/6$ میلیمتر، بازه های زمانی گسل اشعه ی کوتاه و فاصله ی تیوب تا آشکارساز $1/8$ متری استفاده می شود.
- معمولاً ۶۱ تصویر حین حرکت تیوب گرفته می شود.

ادامه ...

- دز اشعه ی اعمال شده در این روش بسیار کمتر از CT Scan اما جزییات و کیفیت تصویر، بسیار فراتر از روش رادیوگرافی ساده است.
- راهکار بازسازی پس انتشار در حالت استاندارد خود نمی تواند در این روش به کار رود، چرا که پوشش زاویه ای تیوب کامل نیست و حالت اصلاح شده ای از الگوریتم بازسازی پس انتشار در این حالت باید که استفاده شود.



دوز (میزان) پرتودهی

- این واقعیت که در انواع مختلف تصویربرداری با پرتو X ، از پرتوهای یونیزه کننده استفاده می شود، دستورالعملهای ایمنی سخت گیرانه ای را در هربار تصویربرداری با اشعه X و همچنین مقدار اشعه ی دریافتی بیمار در طول سال را، موجب شده است.
- کمیته ی بین المللی حفاظت در برابر اشعه، International Committee for Radiation Protection (ICRP)، دو نوع متفاوت از تأثیرات پرتودهی را مشخص نموده است:
- آثار قطعی (deterministic): به آسیب سلولی اشاره داشته و به نقصان در عملکرد بافت در صورت آسیب دیدن تعداد زیادی (کافی) از سلولها می انجامد.
- احتمال چنین آسیبی در پرتودهی پایین، بسیار کم است ولی در صورت عبور از سطح آستانه ای خاص، به شدت افزایش می یابد.

ادامه ...

- آثار تصادفی (stochastic): بر خلاف حالت قبل در این روش سلولها نمی میرند، بلکه به دلیل آسیب در کروموزومها در آنها جهش (موتاسیون) ژنتیکی رخ میدهد و این می تواند منجر به سرطان شود.
- احتمال رخداد چنین تأثیری در پرتودهی بسیار پایین تر از سطح آستانه ی آثار قطعی، وجود دارد و هر چه دز پرتودهی بالاتر باشد، احتمال رخداد این آسیب نیز بیشتر است. ولی سطح آستانه ی خاصی برای آن وجود ندارد.

روابط کمی دز

- به طور کمی ، دز جذب شده (D) به صورت انرژی تابشی (E) (بر حسب ژول) جذب شده در واحد جرم بافت (بر حسب کیلوگرم) تعریف می شود.
- واحد دز، گری (Gray: Gy) است و $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg}$.
- دز معادل (H_T) در بافت به صورت زیر تعریف می شود:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R},$$

$$D_{T,R} = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D_R dm.$$

ادامه ...

- که $D_{T,R}$ میانگین دز جذب شده در بافتی با جرم mT از میزان انرژی تابشی R است.
- واحد $H_{T,R}$ ، Joule/kg است اما معمولاً بر حسب سیور (S_v) یا میلی سیور بیان می شود.
- برخی از بافتها به نسبت سایر بافتها نسبت به پرتوگیری حساس ترند، بنابراین با در نظر گرفتن یک ضریب (وزن) برای دز جذب شده توسط آنها، این موضوع را در محاسبه ی دز میانگین دریافتی توسط کلیه ی بافتها، لحاظ می کنیم:

$$E = \sum_T w_T H_T.$$

$$\sum_T w_T = 1.$$

نمونه ی مقادیر ضریب بافتهای مختلف، در محاسبه ی دز مؤثر دریافتی

Tissue / organ	Tissue weighting factor, w_T
Gonads	0.2
Bone marrow (red)	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12
Stomach	0.12
Chest	0.05
Bladder	0.05
Liver	0.05
Thyroid	0.05
Oesophagus	0.05
Average (brain, small intestines, adrenals, kidney, pancreas, muscle, spleen, thymus, uterus)	0.05
Skin	0.01
Bone surface	0.01

ادامه ...

- یاد آور می شود محاسبه ی دز پرتو جذب شده توسط بیمار در CT Scan اندکی با روابط قبل متفاوت است، چرا که مسیر عبور پرتو X در هر لایه یکنواخت نیست و لایه های مجاور بخشی از پرتوهای یکدیگر را دریافت میکنند.