



شرکت دانش بنیان صبا شیلد تولید کننده انواع شیلد های بدون نویز سی تی اسکن جهت حفاظت از اندامهای حساس به اشعه در حین تصویر برداری سی تی (کاهش 50٪ دوز چشم، تیروئید، پستان و تخمدان بدون ایجاد نویز در تصویر) و همچنین اولین تولید کننده انواع روپوش های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای در ایران شامل انواع اپرون سربی یکطرفه، جلیقه دامن، روپوش دو طرفه، تیروئید بند و گناد بند

وبسایت: sabashield.com

تماس: 021-66577181

09108083206

فصل 4

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

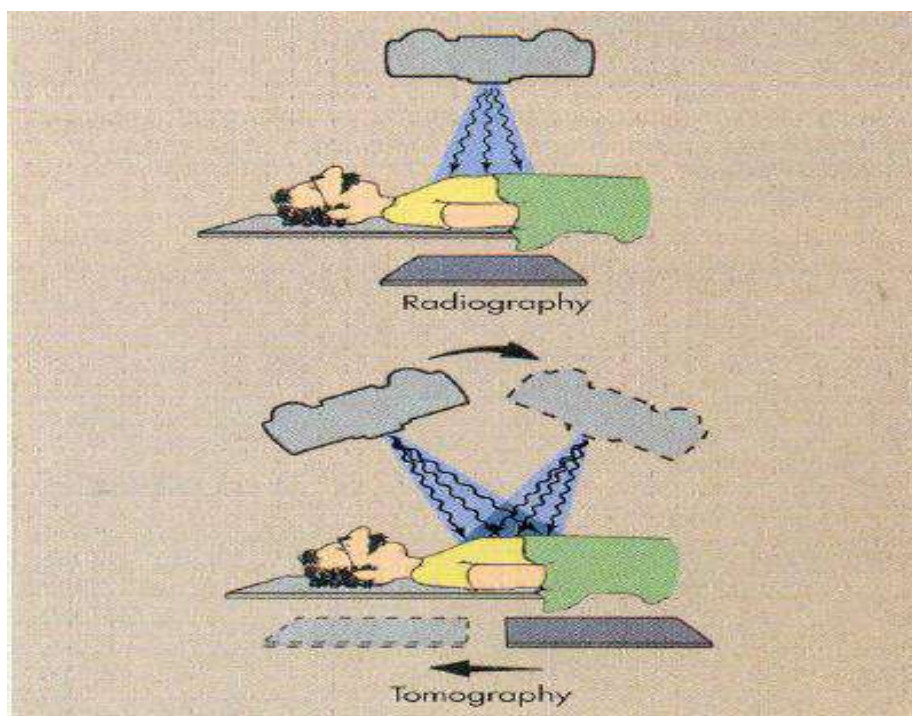
4-1- مقدمه

ریشه توموگرافی کامپیوتری¹ (سی تی اسکن) از تومو به معنای بریدن و گرافی به معنای نگاشتن گرفته شده است. در توموگرافی کامپیوتری تصاویر برش های مختلفی از بدن بوسیله محاسبات پیچیده کامپیوتری محاسبه و ساخته می شود. روش سنتی برای مشاهده اندامهای داخلی بدن جراحی بوده است، با کمک تصویر برداری سی تی اسکن بدون استفاده از تیغ جراحی می توان ساختار بخش های مختلف بدن را مشاهده کرد. سی تی اسکن مشابه با رادیوگرافی با عبور اشعه ایکس از بدن تصویربرداری می کند، اما بسیاری از محدودیت های تصویر برداری که در رادیوگرافی موجود بود، در توموگرافی کامپیوتری مرتفع شده است.

¹ Computed Tomography

4-2- محدودیت های رادیوگرافی

در تصویر برداری رادیوگرافی، با عبور اشعه ایکس از بافت بدن، اطلاعات یک حجم موضعی بصورت دو بعدی بر روی فیلم نگاشته می شود. بدلیل اینکه در این فرایند حجم اطلاعات از 3 بعد به دو بعد نگاشته می شود بسیاری از اطلاعات مفید ممکن است در این عمل از بین بروند. روی هم افتادن¹ بافت ها یک نمونه بارز گم شدن اطلاعات در رادیوگرافی را نشان می دهد. عدم توانایی رادیوگرافی در تولید تصاویر مقطعی از محدودیت های اصلی رادیوگرافی می باشد که کارایی و کاربرد آن را بسیار محدود می کند. تفاوت تصویر برداری در رادیوگرافی با توموگرافی بصورت شماتیک در شکل 4-1 نشان داده شده است. از معایب دیگر رادیوگرافی در مقایسه با سی تی اسکن می توان به پراکندگی زیاد، کاهش کنتراست و عدم تمایز اطلاعات عمقی تصاویر اشاره کرد. البته رزولوشن مکانی رادیوگرافی بهتر از سی تی اسکن می باشد. علی رغم همه این موارد، بایستی این نکته را فراموش نکرد که هیچ تصویر برداری را نمی توان به تصویر برداری دیگر ترجیح داد، تصویر برداریهای مختلف مکمل یکدیگر بوده و هر نوع تصویر برداری کاربردهای مخصوص خود را دارد.



¹ superimposition

شکل 4-1. تفاوت تصویر برداری رادیوگرافی و توموگرافی

4-3- تاریخچه

در سال 1970 اجزای مختلف یک اسکنر توسط دانشمند بریتانیایی، هانسفیلد¹ طراحی و ساخته شد. در سی تی اسکن تعداد زیادی پرتو از بافت عبور کرده و میزان تضعیف پرتوهای عبوری از بدن ثبت شده و سپس برای تبدیل اطلاعات خام به تصویر از روشهای بازسازی استفاده می شود. دانشمند دیگری از ایالات متحده، آلان کورمک² الگوریتم های ریاضی مختلف بازسازی را معرفی کرد. در سال 1979 هانسفیلد به همراه کورمک موفق به دریافت جایزه نوبل پزشکی شدند. سی تی اسکن در حال حاضر در پنجمین دهه از کاربردهای کلینیکی خود قرار دارد و برای تشخیص توده های سرطانی، اندازه و محل تومور، وضعیت رگهای خونی، پوکی استخوان، جراحی و زخم بافت ها، تهیه نقشه بدن برای رادیوتراپی و حتی کاربردهای صنعتی همچون تست های غیر مخرب استفاده می شود. اولین اسکنر سی تی اسکن، EMI Mark 1، تصاویری با رزولوشن 80×80 (هر پیکسل 3 میلی متر) را ثبت کرد. که برای گرفتن یک جفت اسلایس، 4/5 دقیقه برای جمع آوری داده و 1/5 دقیقه برای بازسازی تصویر زمان لازم بود. بدلیل مدت زمان زیادی که برای تصویر برداری در اسکنرهای اولیه لازم بود و از طرفی به دلیل حرکت قلب و شش ها، این اسکنرها به نظر می رسید که فقط برای تصویر برداری از ناحیه سر مناسب باشند. در حال حاضر، با پیشرفت تکنولوژی زمان تصویر برداری به کسری از ثانیه کاهش یافته و امکان تصویر برداری از همه بافت های بدن وجود دارد.

4-5- اصول پایه ای سی تی اسکن

اساس سی تی اسکن بر پایه تضعیف دسته پرتو اشعه ایکس هنگام عبور از سطح خاصی از ناحیه ی آناتومی است. تغییراتی که در شدت طیف اشعه ایکس عبوری از بدن ایجاد می شود توسط آشکارسازها ثبت می شود. اگر این تغییرات مستقیم بر روی فیلمی نگاشته شود یک تصویر دو بعدی از آناتومی بدن مشابه آنچه در رادیوگرافی اتفاق می افتد، ایجاد خواهد شد. اما تغییرات ایجاد شده در شدت یک تابش برای ایجاد تصویر برشی کافی نمی باشد. برای آنکه بتوان به یک تصویر مقطعی از بدن دست پیدا کرد تعداد صدها تابش از زوایای مختلف بایستی بر بدن تابیده شده و اطلاعات بدست آمده طی یک فرایندی که بازسازی نامیده می شود یک

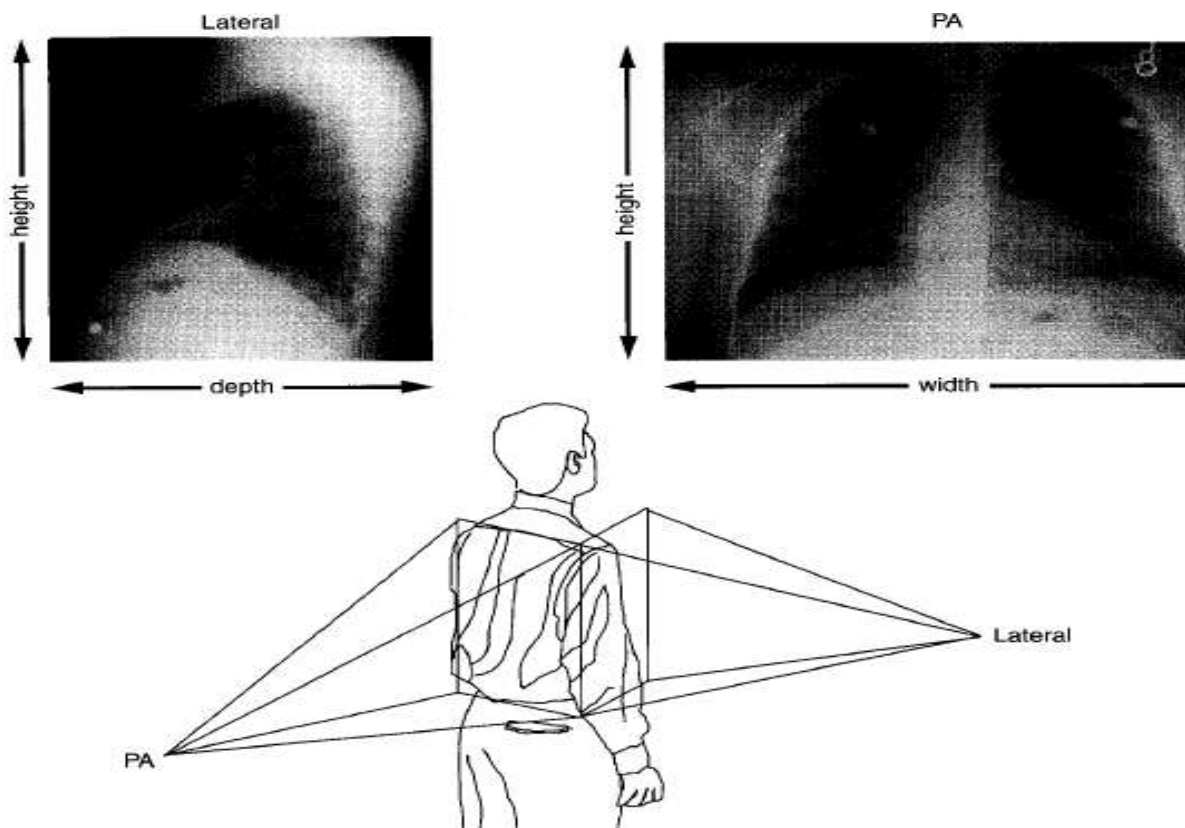
¹ Godfrey Hounsfield

² Alan Cormack

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

تصویر برشی ایجاد خواهد کرد. برای درک بهتر اساس عملکرد سی تی اسکن، می توان از تصویر برداری رادیوگرافی کمک گرفت. فرض کنید مطابق شکل 2-4 یک تصویر PA¹ (از پشت به جلو) از قفسه سینه یک بیمار توسط رادیوگرافی گرفته شود. تصویر بدست آمده یک تصویر دو بعدی بوده و هیچ گونه اطلاعات حجمی و 3 بعدی ندارد. اما اگر یک تصویر دیگر از پهلو² گرفته شود با کنار هم قرار دادن دو تصویر می توان تا حدودی به اطلاعات حجمی هم پی برد. این دو نما³ در سی تی اسکن ممکن است به تعداد 1000 نما افزایش داده شود. به بیان دیگر، در سی تی اسکن تصویری مشابه تصویر رادیوگرافی اما از هزاران زاویه مختلف گرفته شده و با ترکیب اطلاعات بدست آمده از آنها تصاویر برشی در سی تی اسکن بازسازی و تولید می شوند.



شکل 2-4. با استفاده از اطلاعات دو تصویر رادیوگرافی از نماهای PA و Lateral می توان تا حدودی به اطلاعات سه بعدی و موقعیت ضایعه پی برد.

¹ Posteroanterior

² Lateral

³ View

همانطوری که در شکل 4-2 مشاهده می شود با کمک دو تصویر می توان شناخت بیشتری نسبت به بافت هدف بدست آورد. هر چند دو نما می تواند برخی اطلاعات 3 بعدی را ارائه دهد اما برای دریافت اطلاعات جزئی و دقیق بایستی تعداد زیادی از نماها تصویر برداری شوند. این همان عملی است که در سی تی اسکن صورت می گیرد. به عنوان مثال فرض کنید که در تصویر برداری سی تی، لامپ اشعه ایکس حول بیمار 360 درجه چرخش انجام داده و در هر زاویه یک تصویر می گیرد. لذا در پایان تعداد 360 نما تصویر برداری شده است. اما نکته ای که اینجا وجود دارد این است که چشم انسان نمی تواند اطلاعات این همه تصویر را با هم ترکیب کرده و از آن بهره برداری کند. به همین منظور برای سادگی و امکانپذیر شدن تفسیر همه تصاویر بطور همزمان، عملیات ریاضی پیچیده ای بر روی 360 تصویر انجام شده و تصاویر مقطعی از بدن بیمار بازسازی می شوند. تصویر نهایی در سی تی اسکن باز 3 بعدی نبوده، بلکه تصویری دو بعدی است اما بعد سوم این تصویر، برخلاف تصویر رادیوگرافی ضخامت اندکی دارد. بعد سوم این تصویر همان ضخامت اسلایس¹ یا ضخامت برش نامیده می شود که مقداری بین 1 تا 10 میلی متر دارد.

به بیان ساده تر، عمل تصویر برداری در سی تی اسکن مشابه قاچ کردن هندوانه می باشد. برای مشاهده جزئیات داخل هندوانه فرض کنید چندین قاچ در طول هندوانه زده می شود، هر چه قاچ ها ضخامت کمتری داشته باشند تعداد کل قاچ ها بیشتر شده و در مقابل جزئیات داخل هندوانه بصورت دقیق تری قابل مشاهده خواهد بود. تصویر برداری سی تی اسکن بدون نیاز به تیغ جراحی، بافت های بدن را می تواند به قاچ های مختلف با ضخامت های کم تقسیم کرده و تصویری از هر قاچ یا برش تولید کند.

4-6- اصول ریاضی تصویر برداری سی تی اسکن

قوانین ریاضی حاکم بر سی تی اسکنها برای اولین بار توسط رادون در سال 1917 معرفی شد. او در مقاله ای مطرح کرد که اگر تعدادی تابش از میان یک شی ای عبور نماید می توان تصویری از آن شی را ساخت. در تصویر برداری با سی تی اسکن، بافت هدف به تعدادی برش با ضخامتی برابر تقسیم شده و سپس تصویری از هر برش تولید می شود. برش های زده شده بر روی بافت بصورت 3 بعدی و حجمی بوده که در تصویر بازسازی شده بعد سوم، ضخامت برش حذف شده و تصاویر بازسازی شده دو بعدی هستند.

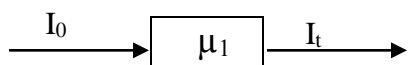
¹ Slice thickness

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

برای ایجاد تصویر، هر برش در بافت هدف به واحدهای بسیار کوچک حجمی تقسیم می شود طوری که هر واحد حجم کوچک از یک بافت را در بر می گیرد. به این حجم های کوچک مکعبی شکل، وکسل^۱ گفته می شود. برای ایجاد تصویر سی تی، بایستی مقادیر ضریب تضعیف بافت داخل هر وکسل اندازه گیری شود. متناسب با هر برش در بافت هدف، تصویری در کامپیوتر ایجاد شده و متناسب با هر وکسل، یک پیکسل^۲ در این تصویر در نظر گرفته می شود. بعد از اندازه گیری ضرایب تضعیف وکسل ها، این داده ها در پیکسل های متناظر در تصویر نهایی قرار داده شده و بدین ترتیب تصویر مورد نظر تولید می شود. رابطه بین یک برش و تصویر متناظر آن در شکل 3-4 نشان داده شده است. اندازه گیری ضرایب تضعیف وکسل ها، اساسی ترین فرایند مورد نیاز جهت تصویر برداری سی تی می باشد. هنگامی که تابشی از میان ماده خاصی عبور می کند با توجه به مشخصاتی که دارد تا اندازه ای تضعیف می شود. اگر اشعه خروجی از بافت آشکارسازی شود، می توان با مقایسه تابش ورودی و خروجی، ضریب تضعیف آن ماده را طبق رابطه $I_t = I_0 e^{-\mu t}$ محاسبه کرد. مقادیر I_t و I_0 پارامترهای بسیار مهمی بوده و مقدارهای آنها مربوط به مشخصات سیستم است. در هنگام تصویر برداری همین مقادیر ورودی و خروجی شدت تابش توسط آشکارسازها اندازه گیری می شود. با اندازه گیری این شدت ها و با کمک معادله $\ln\left(\frac{I_t}{I_0}\right) = \mu t$ می توان مقدار μt که در ارتباط با آناتومی بیمار در امتداد پرتو تابش می باشد را بدست آورد.

بایستی توجه داشت که هدف اصلی در تصویر برداری بدست آوردن ضریب تضعیف، μ همه وکسل ها می باشد. اگر یک وکسل با طول مشخص L در مقابل تابش قرار داشته باشد ضریب تضعیف آن وکسل با تابش یک پرتو براحتی طبق رابطه زیر بدست خواهد آمد:

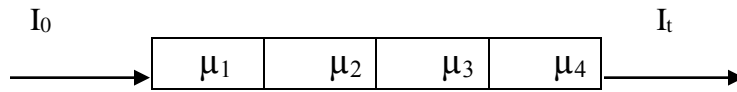


$$\ln\left(\frac{I_t}{I_0}\right) = \mu t = \mu_1 L \quad \rightarrow \quad \mu_1 = \frac{1}{L} \ln\left(\frac{I_t}{I_0}\right)$$

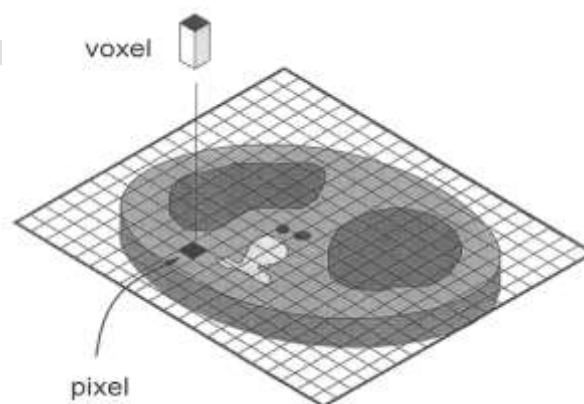
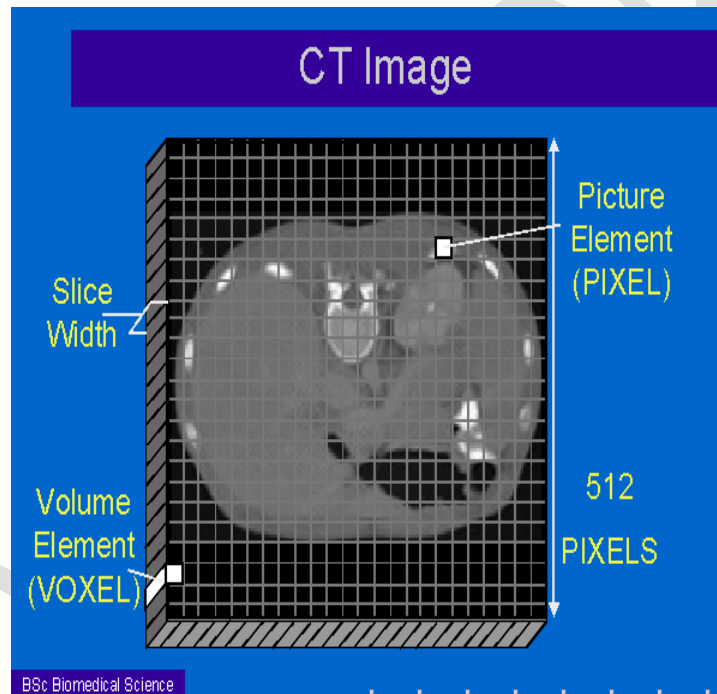
¹Voxel

² Pixel

اما اگر چند وکسل پشت سر هم با ضرایب تضعیف متفاوت و طول Δt باشند محاسبه ضرایب تضعیف وکسل ها ساده نبوده و با عبور یک تابش خواهیم داشت:



$$\ln\left(\frac{I_t}{I_0}\right) = \mu t = \mu_1 \Delta t + \mu_2 \Delta t + \mu_3 \Delta t + \mu_4 \Delta t = (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4) \Delta t$$



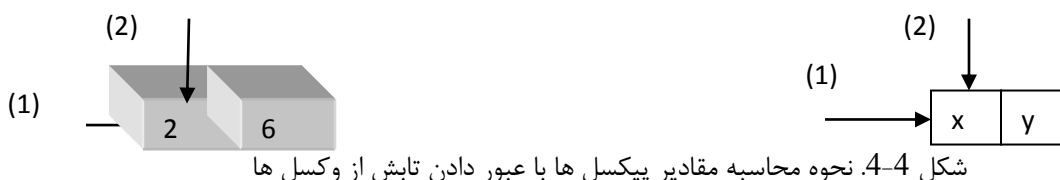
فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

شکل 4-3. یک برش از بافت و ماتریس تصویر متناظر با آن بر روی هم قرار گرفته و چگونگی رابطه پیکسل و و کسل را نشان می دهد.

همانطوری که مشاهده می شود 4 وکسل با ضرایب تضعیف مجهول وجود دارند و فقط یک معادله با 4 مجهول در دست می باشد. یک معادله با 4 مجهول قابل حل نبوده و برای محاسبه هر 4 مجهول، حداقل 4 معادله مستقل لازم است. این بدان معنی است که بایستی 3 تابش دیگر به بافت از زوایای دیگری صورت گیرد. بایستی دقت کرد که اگر تابش از همان راستای قبلی صورت گیرد معادله حاصل مستقل نبوده و کمکی به یافتن مجهولات نخواهد کرد.

برای درک بهتر از روش ایجاد تصویر در سی تی اسکن و چگونگی محاسبه مقادیر پیکسل ها با عبور دادن تابش از وکسل ها، مطابق شکل 4-4، یک برش فرضی با 2 وکسل با مقادیر تضعیف مشخص را در نظر بگیرید. برای تولید تصویر این برش فرضی، تصویری با 2 پیکسل با سطوح خاکستری¹ مجهول در نظر گرفته می شود. بایستی با عبور دادن اشعه از زوایای مختلف برش و استفاده از معادلات تضعیف، مقادیر تضعیف متناظر با هر پیکسل محاسبه شود. چون 2 مجهول در این مساله وجود دارد حداقل تعداد تابش ها بایستی 2 پرتو باشد. با عبور دو پرتو مطابق شکل خواهیم داشت:



معادلات تضعیف را برای هر دو پرتو می نویسیم:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Ray1: } x + y = 8 \\ \text{Ray2: } x = 2 \end{array} \right\} \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} x = 2 \\ y = 6 \end{array} \right.$$

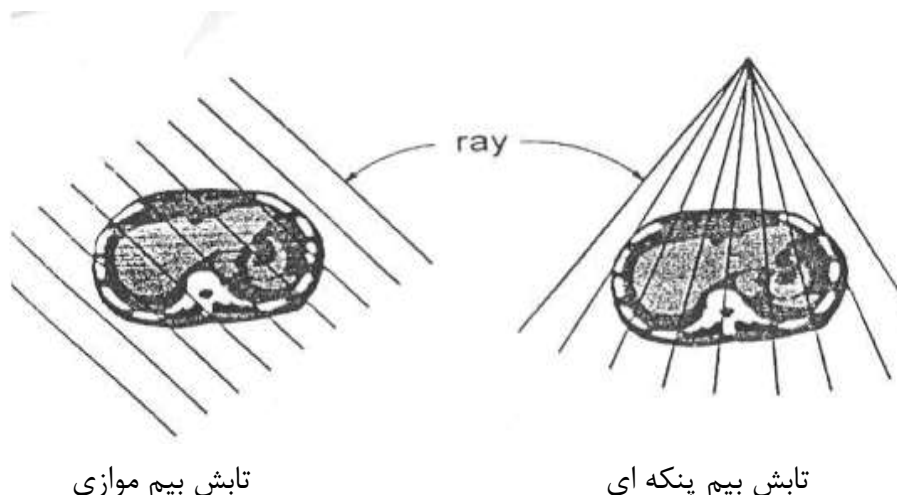
با حل دستگاه معادلات مقادیر تضعیف هر دو وکسل بدست آمده و به پیکسل های متناظر اختصاص داده می شوند. در این مثال دیده شد که برای محاسبه سطوح خاکستری دو پیکسل به دو تابش نیاز داشتیم و بعد از

¹ Gray Scale

آشکارسازی تابش ها بایستی یک دستگاه معادلات دو معادله- دو مجهولی حل می شد. تعداد پیکسل های یک تصویر واقعی 512×512 و یا بیشتر خواهد بود. برای محاسبه سطوح خاکستری چنین تصویری نیاز به حداقل 205000 تابش خواهد بود، و می بایستی یک دستگاه معادلات با 205000 مجهول حل شود. به محاسبات پیچیده کامپیوتری جهت حل دستگاه معادلات و محاسبه سطوح خاکستری پیکسل های تصویر، بازسازی تصویر گفته می شود. تابش این تعداد از پرتو ها وقت گیر بوده و چنین محاسباتی بسیار پیچیده و با کامپیوتر معمولی ساعت ها طول خواهد کشید. عمده اقداماتی که بر روی دستگاه تصویر برداری سی تی اسکن از زمان اختراع آن تابحال صورت گرفته در همین راستا بوده است. برای کاهش زمان تصویر برداری، تعداد پرتوهای تابشی را افزایش داده و از دو مدل تابش مدل موازی و دیگری تابش مدل پنکه ای بهره گرفته شد (شکل 4-5). هر چند افزایش تعداد تابش ها به تنهایی کافی نبوده و می بایست به موازات آن تعداد آشکارسازها نیز افزایش داده می شد. برای کاهش زمان محاسبات کامپیوتر روشهای بازسازی متعددی طراحی و ارائه شد. روند تکامل سی تی اسکن و چگونگی کاهش زمانهای تصویر برداری در ادامه بطور کامل توضیح داده خواهد شد.

4-7- سیر تکامل در سیستمهای تصویر گر CT

شناخت سیر تکامل سیستم تصویر برداری سی تی اسکن نه تنها ما را با تاریخچه و چگونگی رشد این تکنولوژی آشنا می کند، بلکه برای درک و فهم مفاهیم پایه ای و اصولی سی تی اسکن کمک شایانی می کند. درک و یادگیری روند تصویر برداری سی تی اسکن با مطالعه نسل های ابتدایی به مراتب آسانتر و ساده تر می باشد. تغییرات عمده ای در سیر تکامل سی تی در بخش های مختلف از جمله سخت افزار کامپیوتری، آشکارسازها، لامپ اشعه ایکس، روشهای بازسازی تصویر و سیستم موتوری و حرکت ایجاد شده است، اما اصول پایه ای تصویر برداری در همه نسل ها مشابه می باشد.



شکل 4-5. انواع تأبش از منبع

4-7-1- نسل اول (چرخشی/حرکتی)، بیم قلمی¹

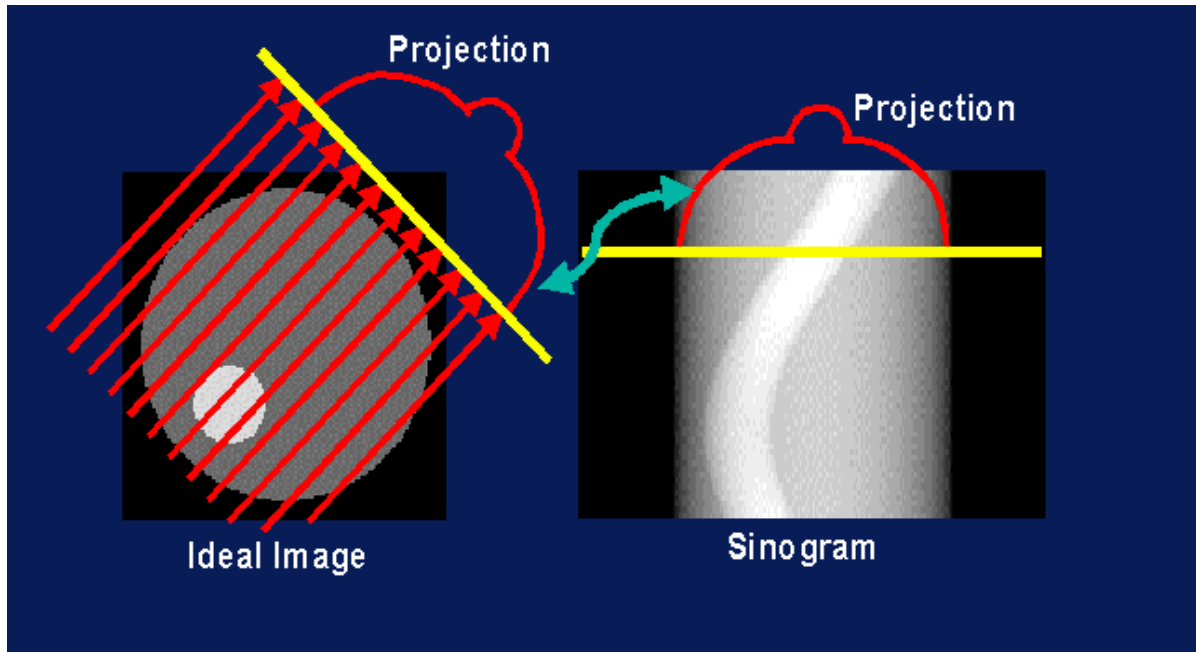
در این نسل از یک آشکار ساز و لامپ اشعه ایکس استفاده شده و اشعه بصورت بیم موازی به هدف تابانده می شود. برای تولید تصویر بایستی اندازه گیری های بسیار زیادی از میزان تضعیف اشعه در حین عبور از بدن در نقاط متعددی از نماهای مختلف صورت گیرد. به بیم باریکی از اشعه ایکس که از بافت عبور کرده تا در طرف دیگر اندازه گیری شود، یک پرتو² گفته می شود. به تعداد زیادی از پرتوها که در طول یک برش از بافت ثبت و اندازه گیری می شوند، یک پروجکشن³ یا نما⁴ گفته می شود. برای ثبت یک پروجکشن، بایستی از نقاط زیادی در طول برش، اشعه به بافت تابانده شده و میزان تضعیف در طرف دیگر توسط آشکار ساز اندازه گیری شود. چگونگی شکل گیری یک پروجکشن در اثر ثبت تعداد زیادی از پرتوها و قرار گرفتن آن در ماتریسی به نام سینوگرام، که در ادامه توضیح داده خواهد شد، در شکل 4-6 نشان داده شده است.

¹Pencil Beam

²Ray

³ Projection

⁴ View



شکل 4-6. تصویر شماتیک از یک پروجکشن. تعداد زیادی از پرتوها در یک تابش ثابت و اندازه گیری شده و یک پروجکشن را تشکیل می دهد. هر پروجکشن یک ردیف از ماتریسی به نام سینوگرام را پر می کند.

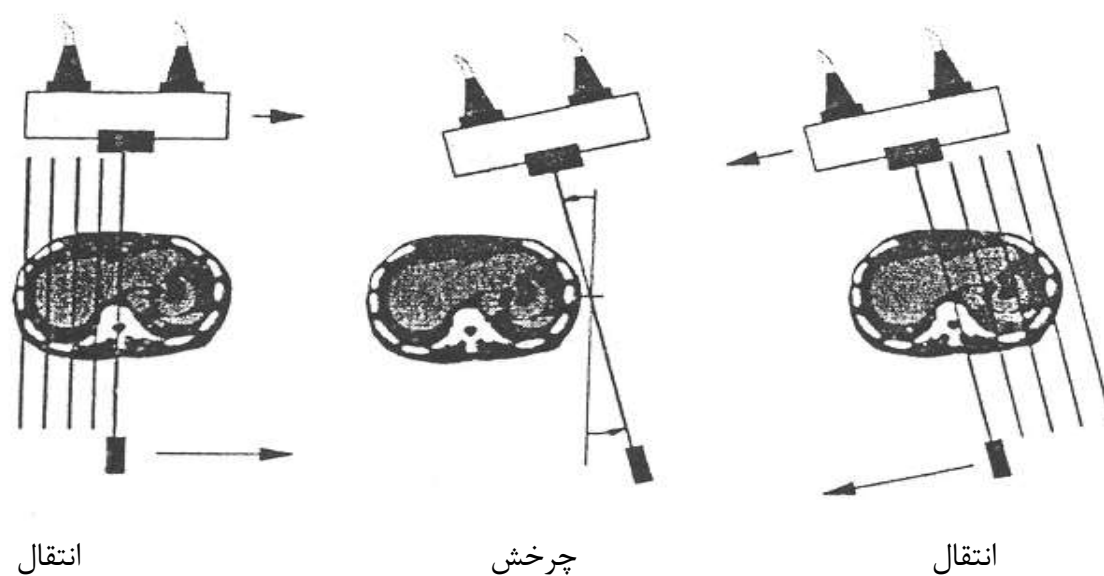
برای گرفتن یک پروجکشن در نسل اول، تصویرگر بصورت انتقالی طول برشی را که باید از آن تصویر گرفته شود طی کرده و در اثنای حرکت بطور مرتب اشعه به بافت تابیده شده و توسط آشکارساز اندازه گیری می شود. بایستی لامپ اشعه ایکس و آشکارساز باهم حرکت کنند طوری که در هر لحظه آشکارساز مقابل لامپ قرار داشته باشد. بعد از تمام شدن اندازه گیری، لامپ و آشکارساز به محل اولیه خود برگشته و برای گرفتن پروجکشن بعدی یک درجه چرخش انجام داده و دوباره بصورت انتقالی حرکت می کنند. این روند با فواصل مرتب تا 180 درجه انجام می شود (شکل 4-7). اگر به فرض در هر پروجکشن از 160 پرتو استفاده شود کل داده های بدست آمده ماتریسی با ابعاد 160×180 خواهد بود. در این ماتریس تعداد ستون ها، نشانگر تعداد پرتوها در هر پروجکشن (یا تعداد آشکارسازها در نسل های 3 به بالاتر) و تعداد ردیف ها نشانگر تعداد نماها می باشد. به این ماتریس، ماتریس پروجکشن یا سینوگرام¹ گفته می شود. سینوگرام حاوی داده های خام می باشد که هیچ شباهتی به تصویر بافت مورد نظر نداشته و برای رسیدن به تصویر بایستی داده های ثبت شده بازسازی

¹Sinogram

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

شوند. در همه نسل های مختلف سی تی اسکن، برای تولید تصویر ابتدا ماتریس سینوگرام اندازه گیری شده و سپس عمل بازسازی انجام می شود، ولی نحوه پر شدن سینوگرام در نسل های مختلف متفاوت می باشد.



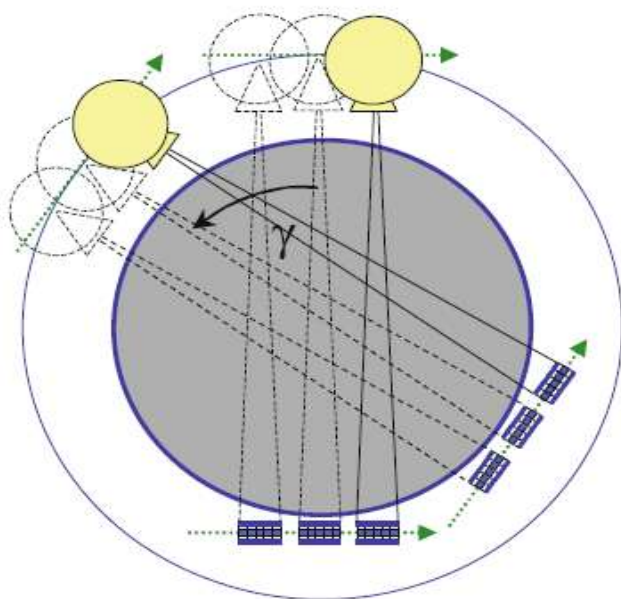
شکل 4-7. مدل نسل اول سی تی اسکن

مهمترین ایراد نسل اول، مدت زمان زیاد مورد نیاز برای تصویر برداری است. از مزیت های این نسل استفاده از هندسه بیم قلمی می باشد، به عبارتی دیگر فقط یک آشکارساز برای جمع آوری داده در آن استفاده می شود. با توجه به استفاده از یک آشکارساز در این نسل، پرتوهای پراکنده بطور قابل توجهی کاهش پیدا می کنند، زیرا پرتوهای پراکنده از بیم قلمی، از مسیر اصلی منحرف شده و به آشکارساز نمی رسند. این از مزیت های این نسل به شمار می رود.

4-7-2- نسل دوم (چرخشی/حرکتی)

در این نسل از سی تی تعداد آشکارسازها به 30 عدد افزایش یافته و اشعه بصورت بیم پنکه ای با زاویه کم (حدود 10 درجه) تابانده می شود (شکل 4-8). افزایش تعداد آشکارسازها باعث می شود تا تعداد پرتوهای آشکار شده 30 برابر شود، از این رو انتظار می رود که زمان تصویر برداری 30 برابر کاهش پیدا کند. اما در عمل

زمان به این نسبت کاهش پیدا نکرد، زیرا در نسل دوم برای افزایش کیفیت تصویر تعداد پروجکشن ها و پرتوها افزایش داده شده و تعداد داده ها 324000 (540 نما \times 600 پرتو) می باشد. در نتیجه زمان تصویر برداری در این نسل حدود 15 برابر نسبت به نسل اول کاهش یافت (18 ثانیه به ازای هر برش).



شکل 4-8. نسل دوم سی تی اسکن

در نسل اول سی تی پرتوهای پراکنده تا حدود بسیار زیادی حذف می شد ولی با افزایش تعداد آشکارسازها درصد آشکارسازی پرتوهای پراکنده زیاد شده و کیفیت تصاویر را کاهش می دهد. هر چند تعداد آشکارسازها افزایش یافته، اما جهت تصویر برداری هنوز نیاز به حرکت انتقالی می باشد. به بیان دیگر تعداد آشکارسازها به حدی نرسیده که بتوان تمام پرتوهای مورد نیاز برای تکمیل یک نما را با یک بار تابش اندازه گیری کرد.

4-7-3- نسل سوم (چرخشی / چرخشی)

حرکت انتقالی در نسل های اول و دوم باعث طولانی شدن زمان تصویر برداری می شد. در نسل سوم برای حذف حرکت انتقالی، تعداد آشکارسازها به بیش از 800 عدد افزایش یافت و از تابش بیم پنکه ای با زاویه بزرگتر استفاده شد. این تعداد به حدی بود که بتواند کل بدن را پوشش داده و با یکبار تابش اشعه و در یک لحظه کل پرتوهای مورد نیاز برای یک پروجکشن، اندازه گیری و ثبت شود. آشکارسازها بصورت آرایه ای و کمانی ساخته

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

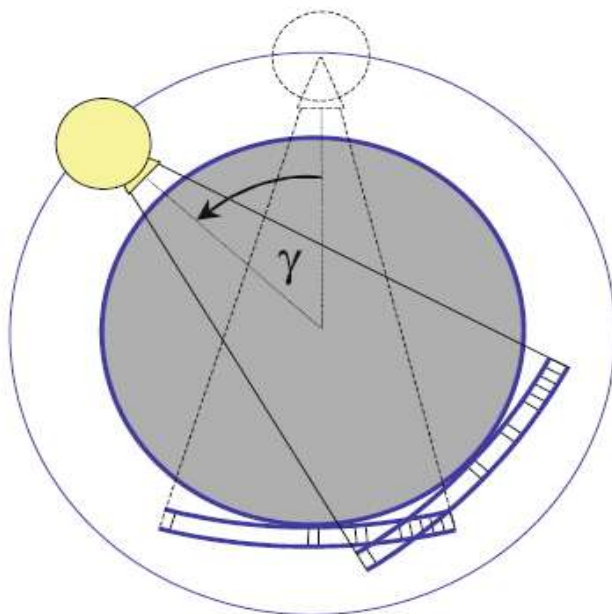
ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

شده و بصورت مکانیکی به لامپ اشعه ایکس وصل شده و با هم حرکت می کنند. انحنای آرایه آشکارسازها باعث ثابت ماندن طول فاصله منبع تا آشکارساز می شود که مزایای انحنای بازسازی خوب تصویر و کولیماسیون بهتر دسته پرتو و کاهش اثر پراکندگی است. در این نسل دیگر نیازی به حرکت انتقالی نخواهد بود. با حذف حرکت انتقالی، زمان تصویر برداری کاهش پیدا می کند. زمان تصویر برداری از یک اسلایس در اولین دستگاههای نسل سوم حدود 5 ثانیه بود، این زمان در نسل های بعدی تا کمتر از یک ثانیه نیز رسیده است. شکل 4-9 هندسه تصویر برداری و چگونگی تابش را در سی تی های نسل سوم نشان می دهد.

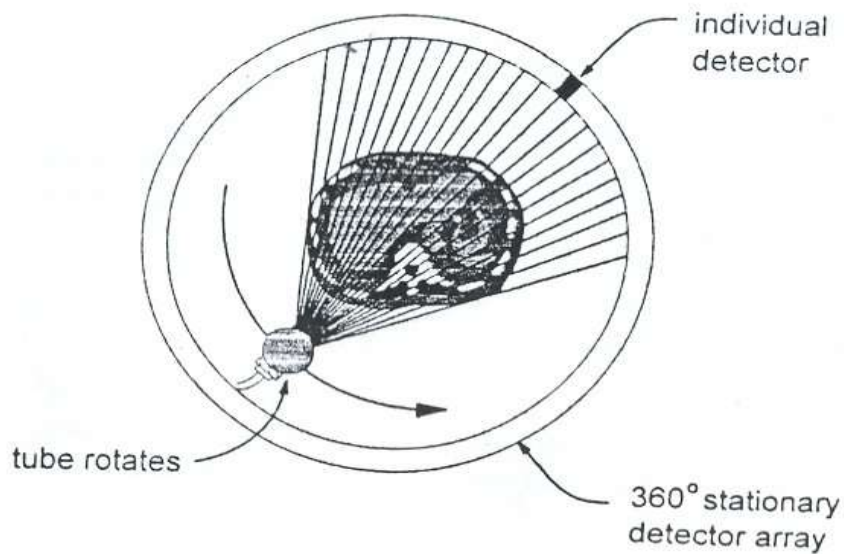
از مزیت سی تی های نسل سوم ساختار مکانیکی ساده آن است، چون فقط نیاز به چرخش دارد. سرعت بالای این نسل مهمترین مزیت نسبت به نسل های قبلی به شمار می رود. در مقابل این سرعت بالا، هزینه این نسل بسیار بالاتر می باشد و این بدلیل افزایش تعداد آشکارسازها و سایر مدارات وابسته آنها می باشد. از معایب این نسل می توان به عدم استحکام مکانیکی کافی، نبود تعادل و نشت الکترونیکی آشکارسازها اشاره کرد.

از مهمترین ایرادات این نسل آرتی فکت های حلقه ای است. وقتی یک آشکارساز در آرایه آشکارسازها خراب شود، با توجه به چرخش کمان آشکارسازی با لامپ، جای خالی این آشکارساز در تمام نماها باعث گم شدن یک پرتو شده و در ردیف مربوط به این پرتو در ماتریس سینوگرام عددی ثبت نخواهد شد. این اختلال مثل یک خط راست در سینوگرام دیده شده و در تصویر بازسازی شده بصورت حلقه ظاهر خواهد شد. اختلالات حاصل در تصویر نهایی که بصورت حلقه ظاهر می شوند تحت عنوان آرتی فکت حلقه ای¹ شناخته می شوند.

¹ Ring Artifact



شکل 4-9. مدل نسل سوم سی تی اسکن



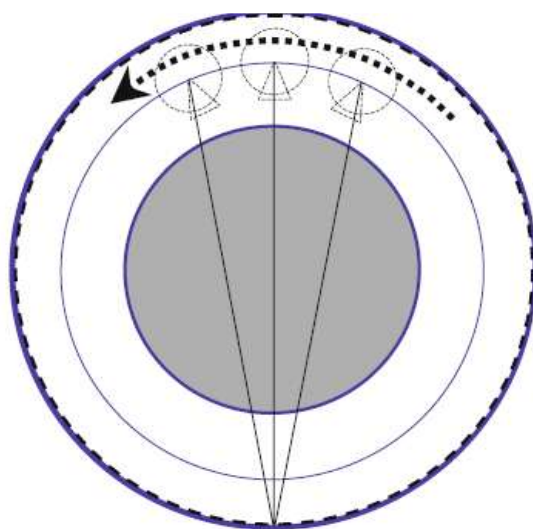
شکل 4-10. مدل نسل چهارم سی تی اسکن

4-7-4- نسل چهارم (چرخشی/ثابت)

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

به علت ظهور عوامل ناخواسته ناشی از عدم تعادل الکترونیکی سی تی های نسل سوم و آرتی فکت های حلقه ای، فناوری نسل چهارم در این عرصه عرضه شد. در این نسل آشکارسازها بر روی حلقه کاملی منظم شده و دیگر نیازی به چرخش آشکارسازها نمی باشد. لامپ اشعه ایکس برای تولید پرتو به مقدار کافی در داخل حلقه حرکت چرخشی می نماید. برای این منظور از 4800 آشکارساز منفرد در دستگاه استفاده می شود. شکل 4-10 مدل نسل چهارم را نمایش داده است.



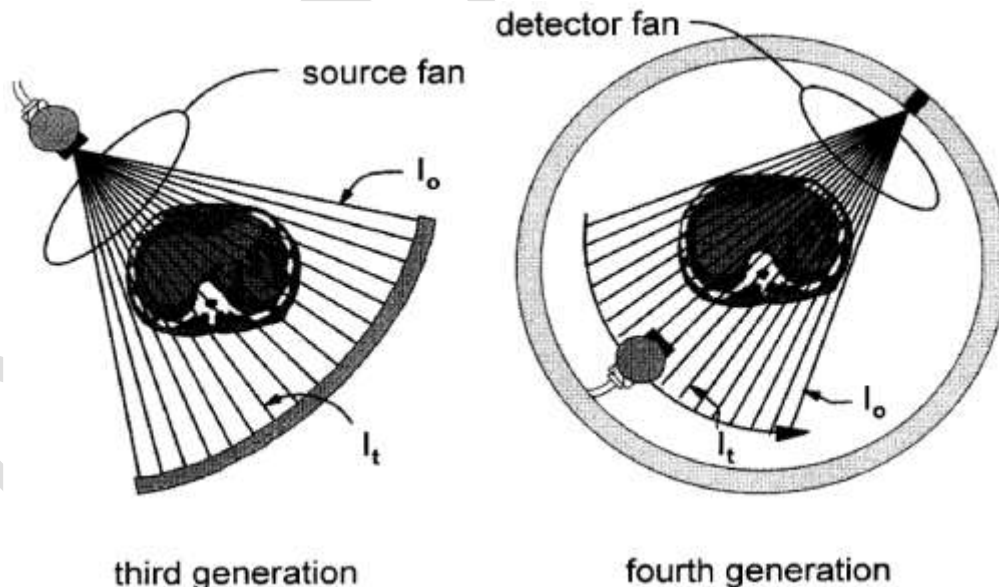
شکل 4-11. چگونگی تعریف تابش پنکه ای در نسل چهارم، تابش در این نسل بصورت برعکس تعریف می شود. به بیان دیگر مرکز تابش پنکه ای در این نسل یک آشکارساز می باشد.

در نسل سوم برای محاسبه ضرایب تضعیف و کسل های مختلف، از رابطه زیر استفاده می شود. در این رابطه شدت مرجع¹، I_0 توسط آشکارسازهای کناری و شدت عبوری، I_t توسط آشکارسازهای وسطی انجام می شود. اگر فرض شود بهره آشکارسازی آشکارساز مرجع، g_0 و بهره آشکارساز ثبت کننده شدت عبوری، g_t باشد در این صورت خواهیم داشت:

$$\ln (g_0 I_0 / g_t I_t) = \mu t$$

1- شدت مرجع، شدت اشعه ایکس در محل آشکارساز است وقتی که اشعه برخوردی با بافت نداشته باشد.

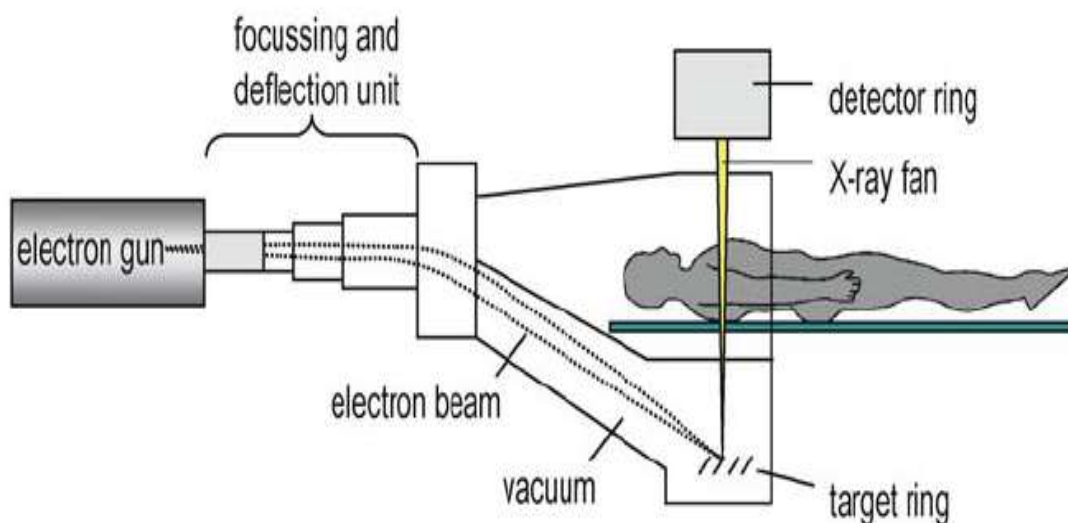
همانطوری که از معادله مشخص است اگر بهره آشکارسازی دو آشکارساز مرجع و اندازه گیر مساوی نباشد بر روند محاسبه ضریب تضعیف اثر گذاشته و مقادیر ضرایب تضعیف را مختل خواهد کرد. همین اختلال باعث تولید آرتی فکت حلقه ای خواهد شد. برای اجتناب از چنین مشکلی بایستی بهره هر دو آشکارساز مساوی گردد. این مشکل در نسل چهارم حل شده، زیرا در این نسل، آشکارساز مرجع و اندازه گیر دو آشکارساز متفاوت نبوده بلکه هر دو یک آشکارساز هستند. به بیان دیگر تابش پنکه ای در نسل چهارم بصورت برعکس تعریف شده و مرکز تابش پنکه ای در این نسل یک آشکارساز است (شکل 4-11). تفاوت تعریف تابش پنکه ای در نسل سوم و چهارم در شکل 4-12 نشان داده شده است. در نسل سوم بیم پنکه ای از طرف لامپ به آشکارسازهای مختلف ساطع می شود و لذا آشکارساز مرجع با آشکارساز اندازه گیر متفاوت است. اما در نسل چهارم، بیم پنکه ای حول یک آشکارساز تعریف می شود. به بیان دیگر، همه پرتوهایی که از زوایای مختلف به یک آشکارساز خاص می رسند بیم پنکه ای آشکارساز را تشکیل می دهند. در این نوع بیم پنکه ای، آشکارساز مرجع و اندازه گیر، هر دو یک آشکارساز بوده و لذا مشکل اختلاف بهره که در نسل سوم بود، در این نسل وجود نخواهد داشت.



شکل 4-12. مفهوم تابش پنکه ای لامپ و آشکارساز در نسل سوم و چهارم سی تی اسکن. در تابش پنکه ای لامپ، لامپ محل شروع پنکه می باشد، اما در تابش پنکه ای آشکارساز، محل شروع پنکه آشکارساز است.

4-7-5- نسل پنجم (ثابت/ ثابت)

در نسل پنجم سی تی ها از اسکنر جدیدی به منظور تصویر برداری از قلب استفاده شده و مثل نسلهای قبلی از بیم لامپ اشعه ایکس استفاده نمی شود (شکل 4-13). این اسکنر هیچ بخش متحرکی نداشته و قابلیت تصویر برداری در کمتر از 50 میلی ثانیه را دارد. این مدت زمان اندک مناسب برای تصویر برداری قلب می باشد که پیوسته در حال ضربان است.



شکل 4-13. نسل پنجم سی تی اسکن

ظهور دستگاه سی تی اسکن و عرضه انواع اسکنرهای مارپیچی و مولتی اسلایس ابزار توانمندی را برای تصویربرداری از اندامهای درون بدن فراهم کرده اند ، ولی هنوز هم تصویربرداری از اندامهای متحرک مثل قلب یکی از محدودیتهای این ابزار است . هر نوع حرکتی در حین تصویربرداری باعث ایجاد آرتی فکت و ناواضحی و در نتیجه کاهش قدرت تفکیک فضایی می شود.

با پیشرفت سیستم های سی تی، زمان لازم برای اسکن کوتاهتر شده است ولی هنوز هم این زمان برای تصویربرداری از قلب به اندازه کافی کم نبود زیرا برای تصویربرداری از قلب زمانهایی در حد یک دهم ثانیه یا

کمتر لازم است تا آرتیفکت های ناشی از حرکت ایجاد نشود. این محدودیت با استفاده از سی تی اسکن با اشعه الکترونی (EBCT)¹ رفع شد.

EBCT یک سیستم سی تی اسکن با سرعت بسیار زیاد است که مخصوص تصویربرداری از قلب در حال ضربان طراحی شده است. BECT با عناوینی همچون سینه سی تی²، سی تی فوق سریع³ و سی تی قلبی عروقی⁴ نیز نامیده می شود. مراحل تکامل اسکنر EBCT اساس و کارکرد آن برای اولین بار توسط Douglas Boyd در سال 1979 در نتیجه تحقیقات انجام شده در دانشگاه کالیفرنیا واقع در سانفرانسیسکو در دهه هفتاد میلادی بیان گردید.

در سال 1983 شرکت Imatron اسکنر بسیار سریع Boyd را برای تصویربرداری از قلب و سیستم گردش خون بهبود بخشید. امروزه این دستگاه EBCT نامیده می شود و انتظار می رود در آینده ای نزدیک تعداد بسیار بیشتری از این دستگاه ها مورد استفاده قرار گیرد. تا اواخر سال 2000 میلادی تعداد 25 دستگاه EBCT در آمریکا و 30 دستگاه نیز در اروپا و آسیا مورد استفاده قرار گرفته اند. توانمندی های بالقوه EBCT موجب تولید تصاویری با قدرت تفکیک بالا از اندامهای متحرک مثل قلب بدون آرتی فکت ناشی از حرکت می شود. از این اسکنر می توان برای تصویربرداری از قلب و سایر قسمتهای بدن در کودکان و بزرگسالان استفاده کرد زیرا طراحی این دستگاه امکان جمع آوری اطلاعات را ده برابر سریعتر از سی تی های مرسوم فراهم کرده است. اصول و اجزاء EBCT طراحی سیستم EBCT با سی تی های مرسوم متفاوت است که این تفاوتها در زیر آورده شده است.

1- مبنای اسکنر EBCT استفاده از فن آوری اشعه الکترونی است و در این سیستم ها تیوب اشعه x وجود ندارد.

2- در این سیستم ها حرکات مکانیکی در اجزاء دستگاه وجود ندارد.

3- نحوه جمع آوری اطلاعات در EBCT با CT های مرسوم متفاوت است. در انتهای دستگاه EBCT یک تفنگ الکترونی قرار دارد که یک دسته الکترونی با انرژی 130 کیلو الکترون ولت تولید می کند. این دسته الکترونی بوسیله یک کویل الکترومغناطیسی شتاب می گیرد و کانونی می شود که با یک زاویه معین منحرف می شود و

¹ Electron Beam Computed Tomography

² CineCT

³ ultrafast CT

⁴ Cardiovascular Computed Tomography (CVCT)

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

به یکی از چهار حلقه هدف تنگستنی برخورد می کند. حلقه های هدف ثابت هستند و شعاع آنها 90 cm است که یک قوس 210 درجه را تشکیل می دهند. شعاع الکترونی در طول حلقه هدایت می شود که می تواند به صورت منفرد یا به صورت توالی به کار رود. در نتیجه پخش حرارت مشکلی مانند آنچه در سیستمهای سی تی اسکن مرسوم وجود دارد ایجاد نمی کند. وقتی که شعاع الکترونی با هدف تنگستنی برخورد می کند اشعه ایکس تولید می شود. محدود کننده ها دسته اشعه ایکس تولید شده را به شکل بیمی در می آورند که از بدن بیمار عبور می کنند. که در یک میدان اسکن 47 سانتی متر قرار دارد تا به آشکارسازها به صورت یک قوس در دو ردیف کنار هم قرار گرفته اند برخورد کنند. آشکارسازها در مقابل حلقه تنگستنی قرار دارند و در دو ردیف جداگانه قرار گرفته اند که شعاع آنها 67/5 سانتی متر است که تشکیل یک قوس 216 درجه را می دهند. ردیف اول شامل 864 آشکارساز است که اندازه هر کدام نصف آشکارسازهای حلقه دوم است که 432 آشکارساز دارد. این نحوه قرارگیری آشکارسازها این امکان را فراهم می کند که در زمان استفاده از یکی از حلقه های هدف، اطلاعات مربوط به دو مقطع جمع آوری شود وقتی به طور متوالی از هر چهار حلقه استفاده می شود می توان اطلاعات مربوط به هشت مقطع را جمع آوری کرد. آشکارسازها از مواد جامد که شامل کریستالهای لومینسانت و کادمیوم تنگستن هستند تشکیل شده اند (که اشعه ایکس را به نور تبدیل می کنند). این قسمت به یک سلیکونی چسبیده است که نور را به جریان تبدیل می کند که خود این قسمت نیز به یک پیش تقویت کننده متصل است. خروجی آشکارسازها به سیستم جمع آوری اطلاعات،¹ DAS فرستاده میشود.

4-7-6- نسل ششم (مارپیچی)²

یکی از مشکلات نسلهای قبلی این است که بعد از اتمام تصویر برداری از یک برش، برای گرفتن تصویر برش دیگر بایستی آشکارسازها (در نسل سوم) و لامپ اشعه (نسل سوم و چهارم) به حالت اول برگردد. زیرا در این نسل ها بخش های متحرک توسط کابل به سخت افزار ثابت بر روی بدنه متصل هستند. بدلیل محدودیت طول کابل، امکان چرخش فقط برای یک دوران مقدور بوده است. این محدودیت باعث ایجاد یک وقفه در تصویر برداری بین برش ها شده و زمان تصویر برداری را افزایش می داد. برای حل این مشکل بایستی اتصالات بین بخش های متحرک و ثابت بدون استفاده از کابل صورت بگیرد. برای این منظور، در اوایل 1990 تکنولوژی شیار

¹ data acquisition system

² Helical

حلقه^۱ معرفی و در اسکنرهای نسل سوم و چهارم استفاده شد. در این تکنولوژی یک شیاری بر روی گانتری ایجاد شده است، جاروبکهایی هم به بخش متحرک متصل است. در حین چرخش، جاروبک^۲ در شیاری حلقه قرار گرفته و اتصال بین بخش های متحرک و ثابت را ایجاد می کند. بعد از ابداع این تکنولوژی، تصویر برداری از برش های مختلف می توانست پشت سر هم انجام شود هر چند هنوز اندکی توقف بین برش ها لازم بود تا تخت بیمار حرکت کرده و بیمار در موقعیت تصویر برداری از برش بعدی قرار گیرد. توقف بین برش ها محققان را بر آن داشت تا روشی را جهت حذف این توقف ها ابداع کنند. بدین صورت سی تی های نسل ششم ابداع و عرضه شدند. در این نسل، دیگری توقفی بین برش ها وجود ندارد، تخت بیمار پیوسته حرکت کرده و همزمان با حرکت تخت بیمار، لامپ اشعه ایکس بطور پیوسته تابش اشعه را انجام می دهد. بدین صورت الگوی تابش به بیمار به شکل مارپیچی در می آید. شکل 4-14 چگونگی تابش در نسل مارپیچی را عرضه می نماید.

مدل مارپیچی برای گرفتن تصویر از تمام آناتومی بدن بکار می رود. مدت زمان تصویر برداری در این نسل کمتر از نسل های قبلی می باشد، به عنوان مثال مدت زمان لازم برای تصویر برداری از کل ناحیه شکم حدود 30 ثانیه است. از این رو، میزان مواد کنتراست زای مورد نیاز جهت تصویر برداری در این نسل کمتر از نسل های قبلی است. همچنین زمان اندک تصویر برداری این نسل، امکان تصویر برداری از بافت های متحرک مثل قفسه سینه را در طول یکبار توقف تنفس توسط بیمار، ممکن می سازد. یکی از پارامترهای مهم در این نسل سرعت حرکت بیمار نسبت به چرخش آشکارسازها (پیچ^۳) به عنوان پارامتری برای تنظیم رزولوشن و کیفیت تصویر تلقی می شود. بازسازی تصاویر مقطعی در تصویر برداری مارپیچی مشابه نسل های قبلی نبوده، محاسبات پیچیده تری نیاز دارد. برای بازسازی تصاویر صفحه ای، با توجه به اینکه الگوی تصویر برداری صفحه ای نبوده و مارپیچی است، بایستی قسمتی هایی از یک مقطع صفحه ای که تحت تابش اشعه قرار نگرفته اند با کمک داده های مارپیچی، میانبایی شوند. همچنین در این نسل امکان بازسازی در صفحات کرونال^۴، ساژیتال^۵ و حتی تصاویر 3 بعدی و حجمی مقدور می باشد. توضیحات کاملتری در مورد این نسل، در قسمت های بعدی ارائه خواهد شد.

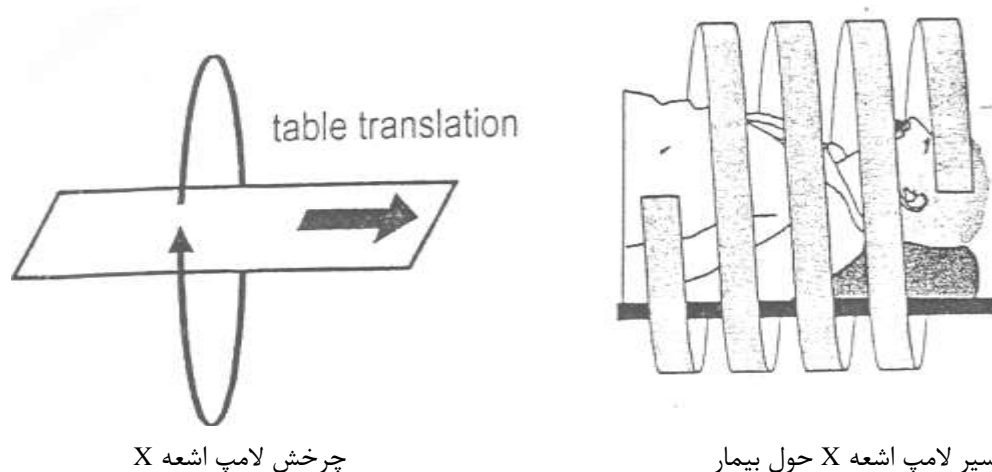
¹ Slip Ring Technology

² Brush

³ Pitch

⁴ Coronal

⁵ Sagittal



چرخش لامپ اشعه X

مسیر لامپ اشعه X حول بیمار

شکل 4-14. نسل ششم (مارپیچی)

4-7-7- نسل هفتم (آرایه آشکارسازهای چند گانه)

تولید اشعه ایکس گرمای زیادی در آند ایجاد می کند که بایستی به سرعت دفع شود. همچنین نایبستی گرمای ایجاد شده از حدود مجاز لامپ تجاوز کند، در غیر اینصورت به لامپ اشعه آسیب خواهد زد. همانطوری که مشخص است، استفاده بیش از اندازه از لامپ باعث کاهش عمر لامپ شده و از طرفی دیگر میزان تولید اشعه ایکس (میلی آمپر در ثانیه) محدودیت فیزیکی دارد. یک رویکرد برای غلبه بر این مشکل آن است که از اشعه تولید شده حداکثر استفاده صورت گیرد. در اسکنرهای معمولی یک ردیف آشکارساز وجود دارد. کولیماتور با محدود کردن میدان تابش اشعه به آشکارساز، ضخامت برش را تنظیم می کند. در این عمل کولیماتور در مقابل بخش قابل توجهی از اشعه تولید شده قرار گرفته و آنرا جذب می کند. لذا بخشی از اشعه به هدر رفته و استفاده مفیدی از آن صورت نمی گیرد. برای استفاده بهینه از اشعه تولید شده، اسکنرهای نسل هفتم، اسکنرهای چند اسلایسه¹ معرفی شدند. در این اسکنرها، از چند ردیف آرایه آشکارساز بهره گرفته می شود و زمانی که از آرایه آشکارسازهای چند گانه استفاده می شود فاصله و فضای کولیماتور پهن تر شده و عمده اشعه تولید شده برای تولید تصویر به کار می رود. به عنوان مثال، اسکنر 4- اسلایسه با آشکارسازهایی به طول 5 میلی متر و دریچه کولیماتور 20 میلی متر، 4 برابر بیشتر از یک اسکنر تک اسلایسه، پرتوهای اشعه ایکس را ثبت می کند. در آرایه آشکارسازهای منفرد میزان باز شدگی کولیماتور ضخامت برش را مشخص میکند در حالی که در آرایه چند

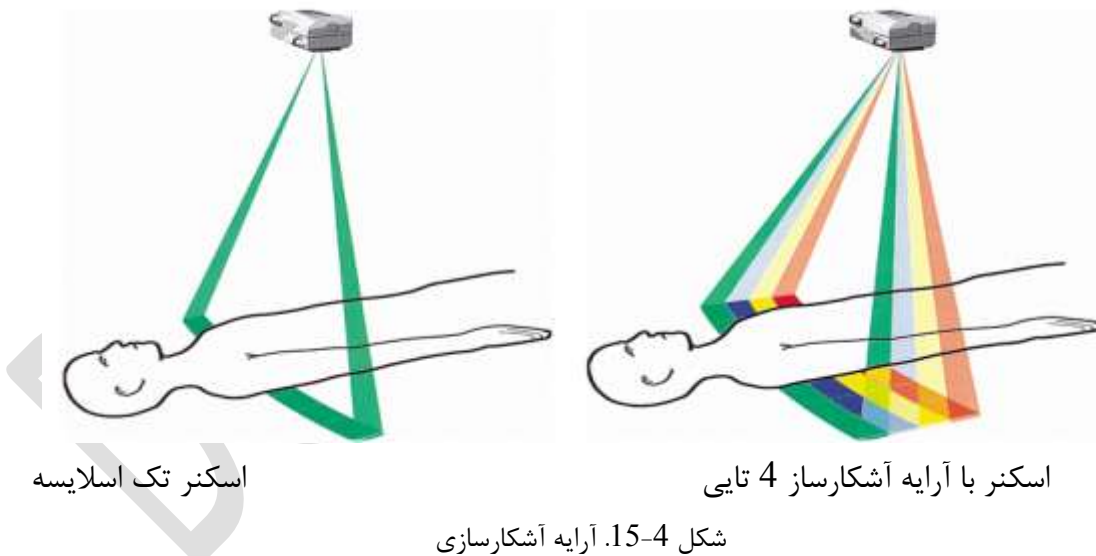
¹ Multi Slice Scanner

گانه اندازه آشکارسازها به عنوان معیار تعیین کننده ضخامت برش تلقی می شود. در مثال ذکر شده، 4 برش 5 میلی متری تصویر برداری می شود. البته اسکنر می تواند برش ها را با هم ترکیب کرده و تصویر برشهایی با ضخامت 10، 15 و یا 20 میلی متر را تولید کند. شکل 4-15 آرایه آشکارساز های چند گانه را نمایش می دهد.

با استفاده از این نسل نه تنها از هدر رفتن اشعه جلوگیری می شود بلکه بدلیل تصویر برداری از چندین اسلایس بطور همزمان می توان سرعت حرکت میز بیمار را زیاد کرده و از این رو سرعت تصویربرداری افزایش می یابد.

4-8- بازسازی تصویر¹

فرایند تصویر برداری در سی تی اسکن را می توان به دو مرحله مهم تقسیم کرد: 1) جمع آوری داده ها، 2) بازسازی تصویر. جمع آوری داده ها شامل عبور دادن تعداد زیادی پرتو از نماهای مختلف بدن و اندازه گیری میزان تضعیف پرتوها توسط آشکارسازها می باشد. داده های جمع آوری شده در ماتریس سینوگرام مرتب شده و تحت عنوان داده خام شناخته می شوند.



¹ Image Reconstruction

² Data acquisition

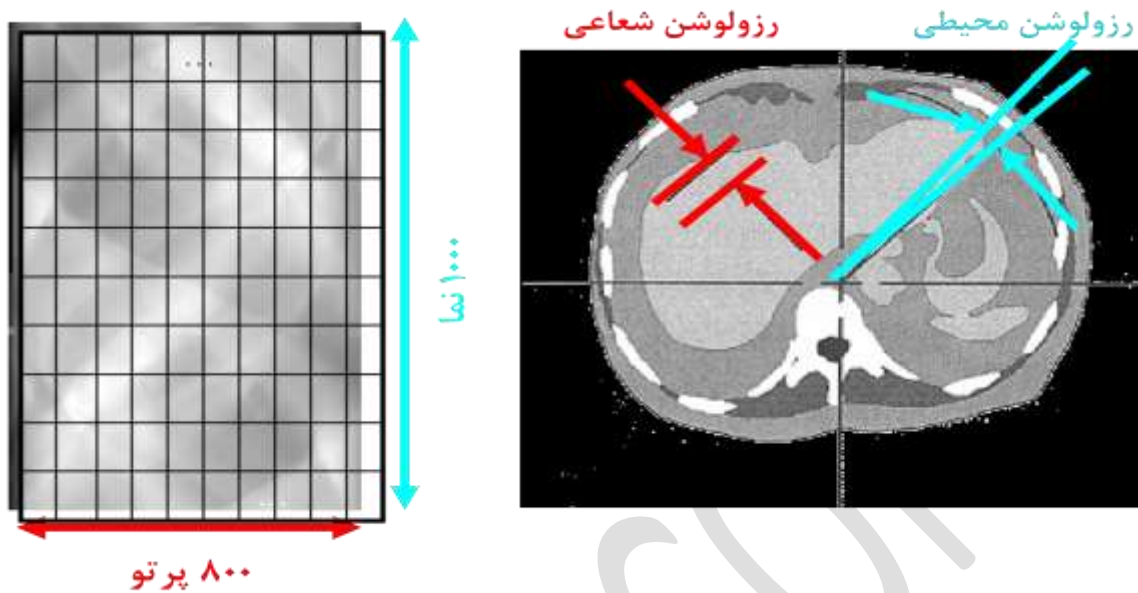
فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

تعداد ردیف های سینوگرام نشانگر تعداد نماها، تعداد ستون ها نشانگر تعداد پرتوها (یا تعداد آشکارسازها) در هر نما و حاصلضرب تعداد نماها در پرتوها نشانگر تعداد نقاط داده¹ می باشد. به عنوان مثال اگر در یک تصویر برداری تعداد نماها 1000 و تعداد پرتوها در هر نما 800 باشد ماتریس سینوگرام حاصل ماتریسی به طول 800 پیکسل و ارتفاع 1000 پیکسل بوده و دارای 800000 نقاط داده خواهد بود (شکل 4-16). تعداد نقاط داده متغیر مهمی بوده و بر روی کیفیت تصویر نهایی تاثیر زیادی دارد. تعداد نقاط داده در اسکنر نسل اول و دوم به ترتیب برابر 28800 و 324000 بود. این مقدار در اسکنرهای مدرن به حدود 800000 و یا بیشتر رسیده است.

داده های خام سینوگرام هیچ گونه ارزش کلینکی ندارند، هرچند برای فهمیدن روند تصویر برداری مهم بوده و همچنین بسیاری از عملیات ریاضی جهت افزایش کیفیت تصویر و یا تصحیح اختلالات تصویر برداری بر روی داده های خام ماتریس سینوگرام صورت می گیرد. به عنوان مثال اگر یک آشکارساز در اسکنر نسل سوم خراب شود ستون مربوط به آن آشکارساز بصورت یک خط سیاه در سینوگرام ظاهر می شود که اگر تصحیح نشود باعث تولید آرتی فکت حلقه ای در تصویر نهایی خواهد بود. تصحیح خطای ناشی از این مشکل بصورت نرم افزاری با استفاده از ماتریس سینوگرام بسیار ساده خواهد بود. یک روش برای تصحیح این مشکل میانمایی داده های ستون قبل و بعدی و جایگزینی داده های بدست آمده در ستون دارای اختلال می باشد.

¹Data point



شکل 4-16. سینوگرام با 800 پرتو و 1000 نما و تصویر بازسازی شده آن. رابطه بین تعداد پرتوها و نماها با رزولوشن محیطی و شعاعی نشان داده شده است.

بازسازی تصویر، دومین مرحله مهم تصویر برداری می باشد که طی آن مجموعه عملیات ریاضی پیچیده ای بر روی ماتریس سینوگرام صورت گرفته و داده های خام را تبدیل به تصویر می کند. به عنوان مثال برای تبدیل داده های خام ماتریسی با 1000 نما و 800 پرتو به تصویر بایستی 800000 معادله توسط کامپیوتر حل شود. حل این تعداد معادله بسیار وقت گیر بوده و نیاز به کامپیوترهای با پردازنده های بسیار قوی دارد. حل این تعداد معادله هر چند ما را به تصویر می رساند اما روش مقرون به صرفه ای نبود. به این دلیل محققان به دنبال روشهایی بودند که بتوانند در زمان قابل قبول و با محاسبات کمتری به تصویر برسند. بدنبال این مساله، روشهای متعددی مطرح شد که به جای حل این همه معادله، تصویر نهایی را با خطای اندکی تخمین می زدند. هر چند این روشها کمی خطا در مقایسه با حل مستقیم معادلات داشتند در مقابل بسیار سریع تر عمل بازسازی صورت می گرفت. از مهمترین این روشها می توان به بازسازی بازتابش، بازتابش فیلتر شده، بازسازی تکرار شونده، بازسازی تبدیل فوریه نام برد. این روشهای بازسازی بطور تفصیلی در فصل بعدی توضیح داده خواهند شد.

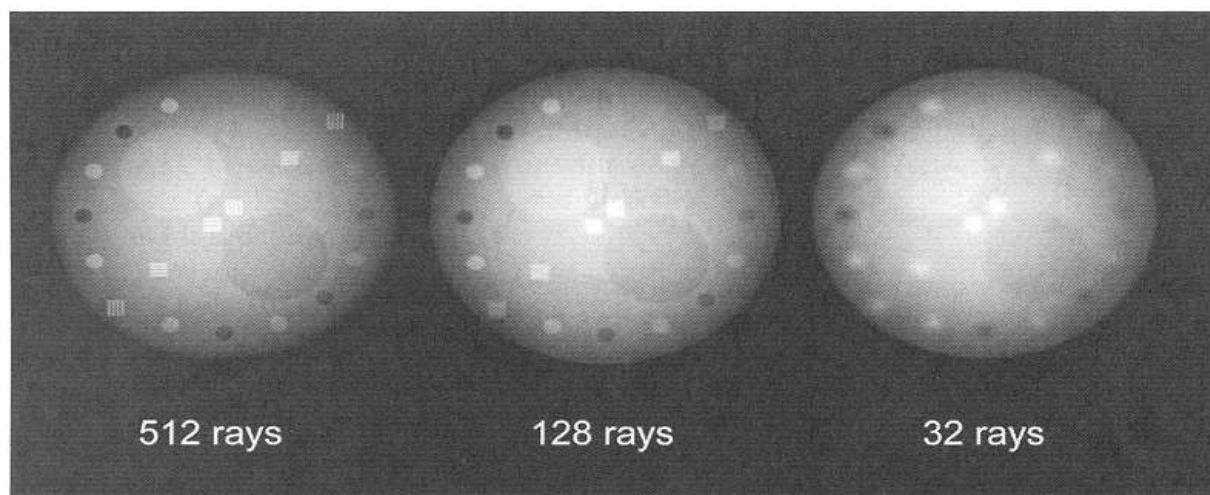
فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

تعداد پیکسل های تصویر بازسازی شده با تعداد پیکسل های سینوگرام برابر نمی باشد. معمولاً تصاویر بازسازی شده تعداد 512×512 و یا 1024×1024 پیکسل دارند در حالی که تعداد نماها و پرتوها می توانند تعداد متغیری داشته باشند.

نسبت تعداد نقاط داده ماتریس سینوگرام به تعداد پیکسل های تصویر بازسازی شده کمیت مهمی است که معمولاً عددی بین $3/2$ تا $3/9$ دارند. در مثال قبلی تعداد نقاط داده سینوگرام 800000 بود اگر تصویر بازسازی شده 512×512 پیکسل داشته باشد نسبت مذکور $3 = \frac{800000}{262144}$ خواهد بود.

رزولوشن تصویر وابسته به تعداد پرتوها (آشکارسازها) و نماهای سینوگرام دارد. رزولوشن شعاعی¹ به توانایی تفکیک دو جز مجاور از یکدیگر در امتداد محور تابش گفته می شود. رزولوشن محیطی² توانایی تفکیک دو جز مجاور در امتداد عمود بر محور تابش می باشد. تعداد نماها رزولوشن محیطی و تعداد پرتوها رزولوشن شعاعی تصویر را مشخص می کند (شکل 4-16). اثر کاهش تعداد پرتوها بر کیفیت تصویر با تعداد ثابتی از نماها در شکل 4-17 نشان داده شده است. مشاهده می شود که با کاهش تعداد پرتوها دچار تارشدگی شده و رزولوشن شعاعی کاهش یافته است.

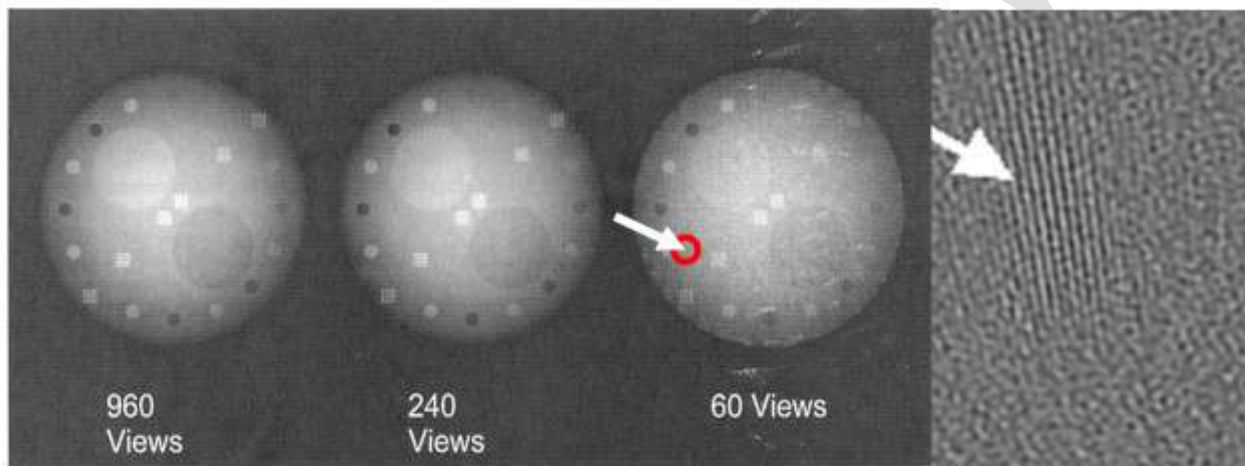


شکل 4-17. اثر کاهش تعداد پرتوها با تعداد ثابتی از نماها (960 نما) بر کیفیت تصویر بازسازی شده

¹ Radial Resolution

² Circumferential Resolution

اثر کاهش تعداد نماها بر کیفیت تصویر با تعداد ثابتی از پرتوها در شکل 4-18 نشان داده شده است. مشاهده می شود که با کاهش تعداد نماها پدیده الیاسینگ¹ اتفاق می افتد. پدیده الیاسینگ باعث می شود که خطوط و رگه هایی از محل جزئیات فرکانس بالا در تصور (لبه ها) به داخل تصویر پخش شده و تصویر را دچار اختلال کند. معمولا اثر این پدیده در اطراف تصویر بیشتر از مرکز می باشد. برای مشاهده بهتر این پدیده، بخشی از تصویر که دچار این اختلال شده بزرگنمایی شده است.



شکل 4-18. اثر کاهش تعداد نماها با تعداد ثابتی از پرتوها (512 پرتو) بر کیفیت تصویر بازسازی شده. بخشی از تصویر دارای اختلال الیاسینگ بزرگنمایی شده و مشاهده می شود که خطوط باریک از لبه ساختار سفت به داخل تصویر ساطع می شود.

4-9- اعداد سی تی² یا واحدهای هانسفیلد³

اعداد بدست آمده برای پیکسل های تصویر سی تی بعد از بازسازی، اعداد اعشاری و نزدیک به هم می باشند که این اعداد هر چند برای محاسبات مناسب هستند اما برای نمایش مناسب نیستند. از این رو قبل از نمایش، این اعداد نرمالیزه شده و به اعداد صحیح تحت عنوان اعداد سی تی یا واحدهای هانسفیلد تبدیل می شوند در تبدیل اعداد پیکسل های تصویر بازسازی شده به اعداد سی تی، اعداد اعشاری به اعداد صحیح تبدیل شده و همچنین در حین این عمل رنج دینامیکی تصاویر سی تی بطور قابل توجهی افزایش داده می شود. در نمایش معمولی تصاویر، معمولا تعداد 256 سطح خاکستری برای نمایش تصویر استفاده می شود. تعداد سطوح

¹ Aliasing

² CT number

³Hounsfield units

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

خاکستری موجود در تصویر رنج دینامیکی¹ تصویر را مشخص می کند. هر چه تعداد سطوح خاکستری بیشتری در نمایش تصویر استفاده شود جزئیات بیشتری توسط تصویر قابل ارائه خواهد بود. اما افزایش رنج دینامیکی تصویر در تصاویر معمولی دو تا ایراد دارد، اول اینکه چشم انسان تعداد محدودی از سطوح خاکستری را می تواند تفکیک کند و افزایش تعداد سطوح خاکستری بیش از این مقدار معلوم از دید مشاهده گر قابل درک و احساس نخواهد بود. از طرف دیگر این افزایش تعداد سطوح خاکستری حافظه بیشتری جهت ذخیره کردن تصویر نیاز خواهد داشت. بنا به دلایل مذکور، رنج دینامیکی در تصاویر معمولی بیشتر از 256 استفاده نمی شود.

این موضوع در مورد تصاویر سی تی اسکن کاملاً متفاوت است. در تصاویر سی تی اسکن استفاده از 256 سطح خاکستری نمی تواند همه جزئیات موجود در بافت ها را به تصویر بکشد. به بیان دیگر، ضرایب تضعیف بافت های بدن بسیار به هم نزدیک بوده و این تفاوتها در تصاویر معمولی قابل تفکیک نخواهد بود. از طرفی همین اختلافهای جزئی بین بافت ها ممکن است به لحاظ تشخیصی و درمانی بسیار حائز اهمیت باشد. لذا در تصاویر سی تی هدف این است که کوچکترین جزئیات و تفاوتها تقویت و به تصویر کشیده شوند طوری که پزشک به راحتی بتواند آن دو بافت را از هم تمیز دهد. از این رو تعداد سطوح خاکستری در تصاویر سی تی تا 4000 سطح خاکستری افزایش داده می شود. این تعداد سطح خاکستری حدود 15 برابر سطوح خاکستری یک تصویر معمولی خواهد بود.

برای تبدیل اعداد اعشاری تصویر بازسازی شده به اعداد سی تی یا واحدهای هانسفیلد، بعد از بازسازی تصویر و قبل از ذخیره و نمایش، اعداد سی تی طبق رابطه زیر نرمالیزه می شوند:

$$CT(x, y) = 1000 (\mu(x, y) - \mu_{\text{Water}}) / \mu_{\text{Water}}$$

متوسط انرژی مورد نیاز برای گرفتن تصاویر سی تی حدود 75keV است. در محدوده این انرژی ها، ضریب تضعیف آب حدود 0/195 می باشد. ضریب تضعیف تعدادی از بافت ها در چند انرژی مختلف در جدول 1-4 نشان داده شده است. با قرار دادن ضرایب تضعیف سایر بافت ها در رابطه فوق، رنج اعداد سی تی از 1000- تا 3000 بدست می آید، که از این مقادیر، عدد سی تی هوا برابر 1000-، عدد سی تی بافت نرم از 300- تا

¹Dynamic range

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

100- و عدد آب برابر 0 خواهد بود. اعداد سی تی مربوط به بافت های چگال و بافت های دارای مواد کنتراست زا در محدوده بالای صفر تا 3000 قرار خواهند گرفت.

متوسط انرژی های مورد استفاده در تصویر برداری سی تی حدود 75 کیلو الکترون ولت است. در این محدوده از انرژی، پراکندگی کامپتون عامل اصلی بر هم کنش خواهد بود حدود 94 درصد بر هم کنش بافت گوشتی در این رنج انرژی، پراکندگی کامپتون است و برای بافت ماهیچه ای و استخوان این مقدار به ترتیب برابر 91 و 74 درصد می باشد. لذا در تصویر برداری سی تی عامل اصلی کنتراست بطور عمده ساختار فیزیکی بافت های مورد نظر می باشد که در پراکندگی کامپتون موثر است.

جدول 4-1. ضریب تضعیف بافت های بدن در چند انرژی مختلف (cm^{-1})

بافت	اعداد سی تی	100KVp	125KVp	150KVp
استخوان چگال	1000	0.528	0.460	0.410
ماهیچه	50	0.237	0.208	0.184
ماده سفید	45	0.213	0.187	0.166
ماده خاکستری	40	0.212	0.184	0.163
خون	20	0.208	0.182	0.163
مایع مغزی نخاعی	15	0.207	0.181	0.160
آب	0	0.206	0.180	0.160
گوشت	-100	0.185	0.162	0.144
شش	-200	0.093	0.081	0.072
هوا	-1000	0.0004	0.0003	0.0002

چگالی جرمی به عنوان عامل اصلی متمایز کننده اندام می باشد، و از این نظر تفاوت اساسی بین کیسه های هوا، گوشت و استخوان وجود دارد. مقادیر ضریب تضعیف بافت های بصورت خطی با چگالی جرمی رابطه مستقیم دارد. در نتیجه، چگالی جرمی بافت ها عامل اصلی ایجاد کنتراست در تصاویر سی تی می باشد.

علاوه بر چگالی جرمی، سطح مقطع پراکندگی کامپتون و احتمال رخداد آن به چگالی الکترونی بافت، ρ_e بستگی دارد: $\rho_e = \frac{NZ}{A}$ ، که در آن N عدد آووگادرو ($10^{23} \times 6.023$)، Z عدد اتمی ماده و A عدد جرمی آن می باشد. مواد اصلی تشکیل دهنده بافت های نرم شامل نیتروژن ($Z=7, A=14$)، کربن ($Z=6, A=12$)،

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

هیدروژن ($Z=1, A=1$) و اکسیژن ($Z=8, A=16$) می باشد که نسبت $\frac{Z}{A}$ در نیتروژن، کربن و اکسیژن برابر 0.5 بوده و چگالی الکترونی آنها یکسان است. این نسبت برای هیدروژن برابر 1 می باشد. لذا بافتهای هیدروژنی در تصاویر سی تی واضح تر دیده می شوند (مثل گوشت)، با این وجود چگالی جرمی عامل اصلی برای تولید کنتراست است.

4-10- سطح بندی و پنجره گذاری¹

همانطوری که توضیح داده شد، تعداد سطوح خاکستری در تصاویر سی تی تا 15 برابر بیشتر از تصاویر معمولی می باشد. تصاویر سی تی دارای 4000 سطح خاکستری هستند در حالی که چشم انسان در شرایط عادی و نور متناسب با نمایشگرهای پزشکی موجود، می تواند 30 تا 90 سطح خاکستری را تفکیک کند. البته در مقاله ای که توسط Kimke T و همکارانش در سال 2006 منتشر شده تعداد سطوح خاکستری قابل تفکیک توسط چشم انسان در شرایط عادی، 700 تا 900 سطح خاکستری بیان شده است. این مقادیر با مقادیر بیان شده در کتاب بوشبرگ که 30 تا 90 سطح خاکستری را قابل تفکیک توسط چشم انسان بیان کرده، بسیار متفاوت است. با وجود این اختلاف نظر، تعداد سطوح خاکستری موجود در تصاویر سی تی بسیار بیشتر از توانایی چشم انسان می باشد. حال سئوالی که اینجا مطرح است، این است که چشم انسان چگونه این همه سطح خاکستری را می تواند از هم تفکیک کند؟

چشم انسان نمی تواند این همه سطح خاکستری را تشخیص دهد و در صورتی که این تعداد سطح خاکستری بطور همزمان به انسان نمایش داده شود، یک تصویر عمدتاً به رنگ سیاه دیده خواهد شد. برای حل این مشکل، روش نمایش تصاویر سی تی را تغییر داده و در هنگام نمایش تصاویر سی تی، درصد محدودی از این سطوح خاکستری نمایش داده می شود. برای این منظور، تصاویر سی تی سطح بندی و پنجره گذاری شده و با این عمل تعداد محدودی از سطوح خاکستری در هر تصویر نمایش داده می شود.

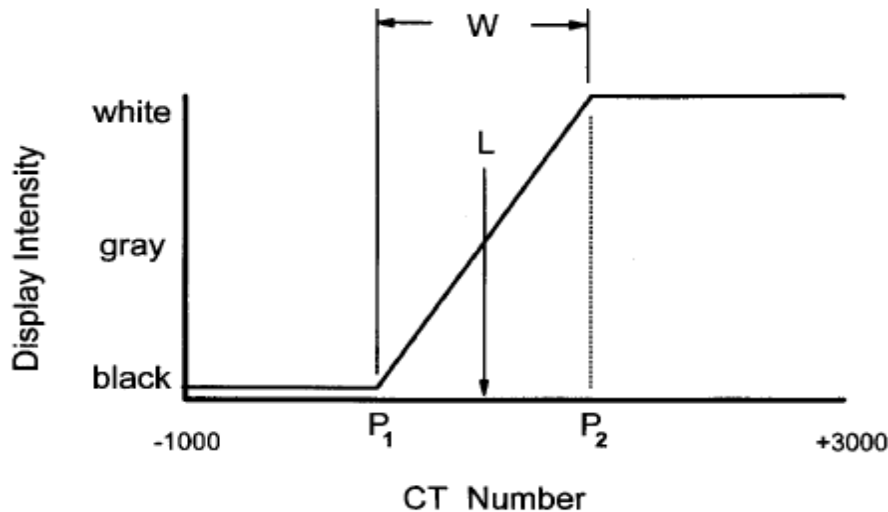
سطح پنجره² WL، نقطه مرکزی سطوح خاکستری انتخاب شده و عرض پنجره³ WW، پهنای سطوح خاکستری انتخاب شده حول آن سطح را نشان می دهد. در تصویر نهایی، ماکزیمم سطوح خاکستری انتخاب شده به رنگ

¹ leveling and windowing

² Window level

³ Window width

سفید و مینیمم سطوح خاکستری به رنگ سیاه دیده شده و بقیه سطوح بین این دو سطح خاکستری پخش می شوند.



شکل 4-19. مفهوم سطح بندی و پنجره گذاری

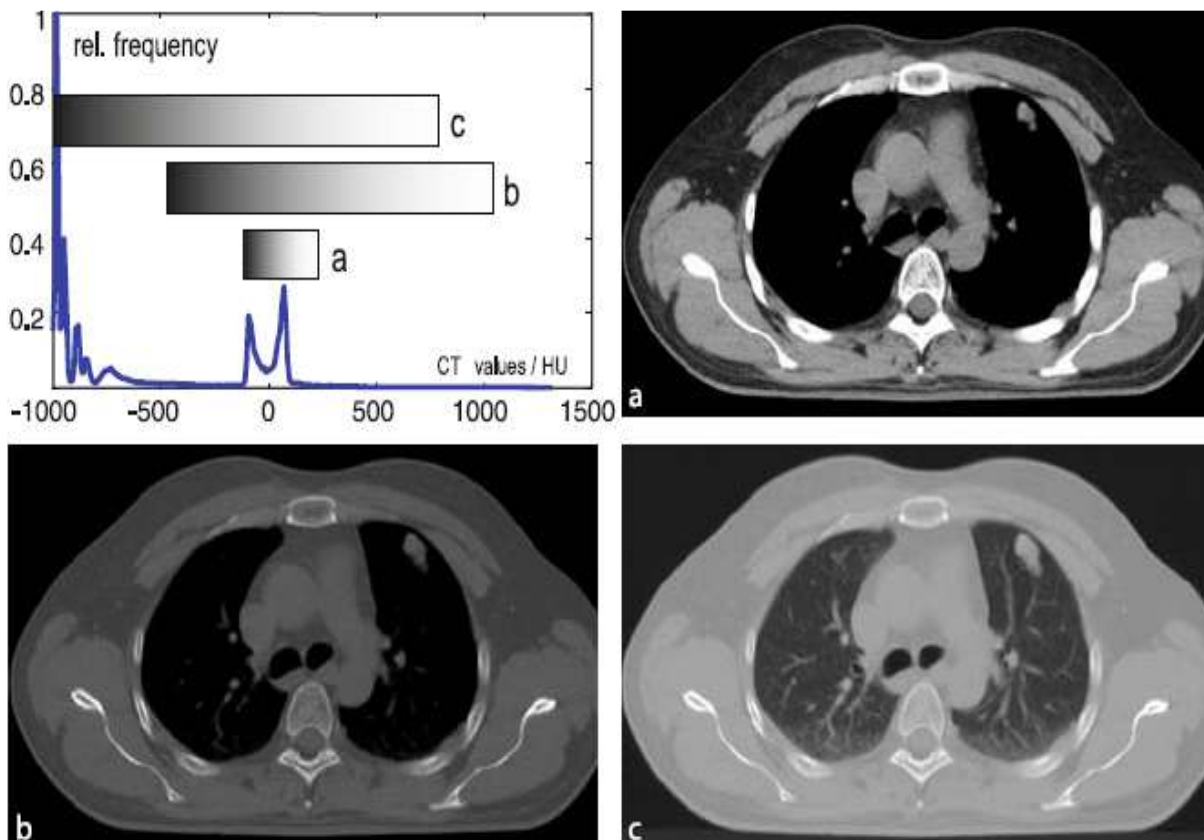
عرض پنجره کنتراست تصویر را مشخص می کند. البته به طور معمول برای یک تصویر، چندین پنجره و سطح تنظیم کرده و تصاویر متعددی درست می کنند تا بهترین تصویر به دست آید. نمودار شکل 4-19 یک نمونه سطح بندی و پنجره گذاری را نشان میدهد. طبق این نمودار عرض پنجره برابر $P_2 - P_1$ و سطح پنجره برابر $\frac{P_2 - P_1}{2}$ می باشد. پیکسل هایی با مقادیری بیشتر از P_2 همه به رنگ سفید و پیکسل هایی با مقادیر کمتر از P_1 همه به رنگ سیاه تبدیل شده و فقط پیکسل هایی که مقادیر آنها در پنجره انتخاب شده قرار می گیرد بدون تغییر باقی خواهند ماند.

تاثیر پنجره گذاری در کیفیت تصاویر و میزان تفکیک پذیری آنها در شکل 4-20 نشان داده شده است. در این شکل بافت قفسه سینه با سه نوع پنجره متناسب با بافت نرم، استخوانی و شش ها نشان داده شده است. همانطوری که مشاهده می شود هر تصویر حاوی اطلاعاتی است که در بقیه تصاویر قابل مشاهده نیست. با مقایسه این تصاویر اهمیت سطح بندی و پنجره گذاری مشخص می شود. هر چند همانطوری که در ردیف بالا سمت چپ نشان داده شده، این پنجره ها با هم همپوشانی دارند. به بیان دیگر پنجره گذاری به روند تشخیص

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

کمک می کند اما به دلیل همپوشانی پنجره های مختلف جهت تشخیص دقیق بافت ها و بیماریها، شناخت کامل از آناتومی بدن ضروری است.

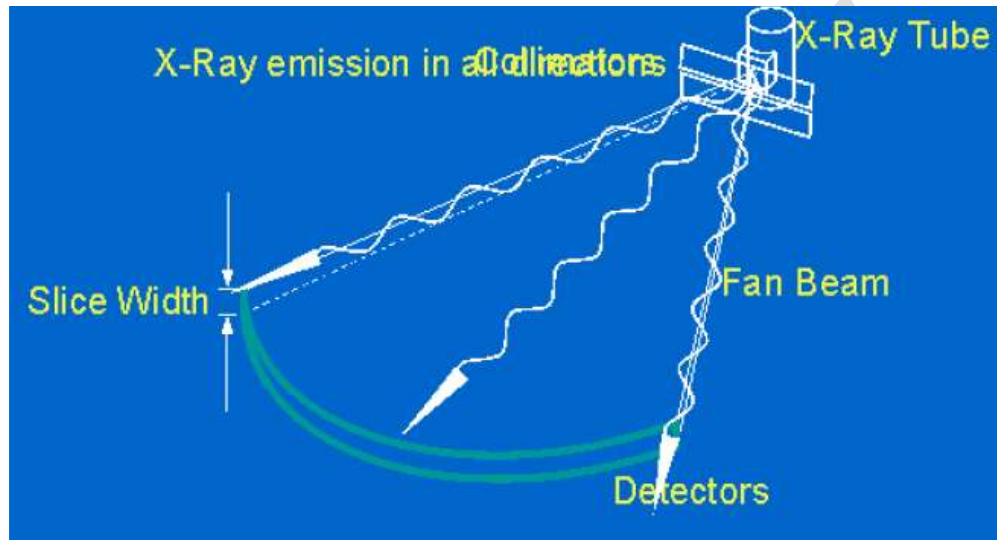


شکل 4-20. نمایش تفکیک پذیری بافت های با استفاده از پنجره های متفاوت. تصویر a نمایشی از تصویر قفسه سینه را با پنجره بافت نرم (WL=50HU, WW=350)، تصویر b نمایشی از تصویر قفسه سینه را با پنجره بافت استخوانی (WL=300HU, WW=1500)، تصویر c نمایشی از تصویر قفسه سینه را با پنجره ریه (WL=-200HU, WW=2000) نشان می دهد. تصویر بالا سمت چپ نیز نمایشی از عرض پنجره های انتخاب شده برای هر سه تصویر و چگونگی تداخل آنها با یکدیگر و همچنین فرکانس های نسبی هر پنجره را نشان می دهد.

4-11- ضخامت برش¹ در اسکنهای تک اسلایسه

¹ Slice Width

اشعه ای که بصورت پنکه ای در حین تصویر برداری بر بافت بدن می تابد دارای یک ضخامت می باشد، که میزان این ضخامت، ضخامت برش را مشخص می کند (شکل 4-21). ضخامت برش کیفیت تصویر نهایی را تحت تاثیر قرار می دهد.



شکل 4-21. مفهوم ضخامت برش

ضخامت برش در اسکنرهای تک اسلایسه توسط کولیماتور تنظیم می شود. با انتخاب ضخامت برش توسط تکنسین تصویر برداری، میزان شکاف کولیماتور کم و یا زیاد شده و ضخامت برش را تنظیم می کند. اندازه ضخامت برش در سی تی اسکن 1 الی 10 میلی متر می باشد. ضخامت برش در این اسکنرها، همیشه کمتر از پهناي آشکارسازها می باشد. معمولاً پهناي آشکارسازها در اسکنرهای تک اسلایسه حدود 20 میلی متر می باشد.

اگر با ثابت نگه داشتن پارامترهای تصویر برداری (Kev, mA)، ضخامت برش کم انتخاب شود کولیماتور مقابل تعداد زیادی از فوتوهای اشعه ایکس را مسدود کرده و از رسیدن آنها به بیمار جلوگیری می کند. این امر هر چند دز بیمار را کاهش می دهد ولی به دلیل کاهش تعداد فوتونها نسبت سیگنال به نویز،¹ SNR کاهش یافته و

¹ Signal to Noise Ratio

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

نویز تصویر زیاد می شود. برای جبران این امر، معمولاً در مواردی که ضخامت برش باریکی انتخاب شود میزان میلی آمپر، mA تصویر برداری را افزایش داده تا نسبت SNR بهبود داده شود. میزان دز بیمار با افزایش ضخامت برش، بیشتر می شود. میزان SNR با جذر نسبت افزایش ضخامت برش، زیاد می شود. به عنوان مثال اگر ضخامت برش از 1 میلی متر به 3 میلی متر افزایش داده شود، تعداد فوتونهای آشکار شده بیمار سه برابر شده و SNR، $\sqrt{3}$ برابر می شود. به بیان دیگر نسبت SNR، 73٪ زیاد می شود ($\sqrt{3} = 1.73$).

اگر با ثابت نگه داشتن پارامترهای تصویر برداری (mA, Kev)، ضخامت برش بزرگتری انتخاب شود رزولوشن مکانی در محور Z، محوری در امتداد بیمار، در تصویر کاهش خواهد یافت. با توجه به اینکه برش مورد نظر در بدن یک حجم سه بعدی است در حالی که در حین بازسازی تصویر، بعد سوم آن یعنی ضخامت برش از بین رفته و یک تصویر دو بعدی حاصل خواهد شد، لذا هر چه ضخامت برش کمتر باشد اطلاعات کمی در بازسازی تصویر گم خواهد شد. در صورتی که ضخامت برش بزرگ باشد ممکن است چندین بافت مختلف در داخل یک برش قرار گرفته و تصویر نهایی را دچار اختلال کنند.

در تصویر برداری، میزان ضخامت برش توسط تکنسین تصویر برداری با توجه به نوع بافت و محل تصویر برداری انتخاب می گردد. در مواردی مثل تصویر برداری از لاله گوش و یا مغز که جزئیات زیادی در بافت موجود بوده و دقت بیشتری در تصویر برداری لازم است، ضخامت برش کم انتخاب می شود. اما در مواردی مثل تصویر برداری از ناحیه ساق پا که جزئیات زیادی در بافت نبوده و اطلاعات جزئی مهم نیست ضخامت برش بزرگتری انتخاب می شود. افزایش ضخامت برش هر چند باعث کاهش رزولوشن مکانی می شود، اما زمان تصویر برداری نیز کمتر خواهد شد.

4-12- پروفایل حساسیت برش¹

پروفایل حساسیت برش، معیاری از میزان حساسیت اسکنر به اشیا در امتداد محور Z (محوری در امتداد بیمار) می باشد که با استفاده از آن می توان ضخامت موثر اسلایس یا ضخامت برش تصویر برداری شده را مشخص نمود.

¹ Slice Sensitivity Profile

میزان تابشی که از دریچه کولیماتور به سمت بیمار ساطع می شود یکنواخت نمی باشد و شدت تابش در نقاط مختلف از پهنای تابش یکسان نیست. هنگامی که تابش از کولیماتور عبور می کند پهنای تابش با دریچه کولیماتور برابر بوده اما وقتی تابش به آشکارساز می رسد پهنای تابش بر روی آشکارساز با شکاف دریچه کولیماتور برابر نمی باشد. این مساله بدلیل وجود نیمسایه هایی است که در اطراف تابش اصلی ایجاد می شوند. وجود این نیم سایه ها از دلایل اصلی عدم یکنواختی تابش در اثنای عبور از بافت ها می باشد (شکل 4-22). بدلیل این غیر یکنواختی تابش، اگر یک توپ با ضریب تضعیف بالا در داخل یک برش قرار بگیرد میزان عدد سی تی آن بسته به اینکه در مرکز برش قرار گرفته و یا اینکه در محلی نزدیک به لبه های برش قرار دارد، متفاوت خواهد بود. هر چه توپ به مرکز اسلایس نزدیکتر باشد کنتراست بالایی داشته و با دور شدن توپ از مرکز برش، میزان کنتراست آن کاهش می یابد. لذا، بر خلاف اینکه انتظار می رود نمودار اعداد سی تی بدست آمده از یک بافت یکنواخت در راستای محور Z یکنواخت و مستطیلی شکل باشد، اما در عمل نمودار مذکور در لبه ها دارای انحنا می باشد، این مساله به عنوان یک اختلال بوده و در ارزیابی فرایندهای تصویر برداری مورد توجه قرار می گیرد.

به نمودار حاصل از شدت تابش در نقاط مختلف از ضخامت و پهنای برش (در امتداد محور Z)، پروفایل حساسیت برش گفته می شود. پروفایل حساسیت یک اسکنر بازای ضخامت برش های مختلف در شکل 4-22 نشان داده شده است. با افزایش ضخامت برش، پروفایل حساسیت گسترده تر و صاف تر می شود. میزان پهنای پروفایل در نصف ارتفاع¹، FWHM نشان دهنده ضخامت برش تصویر برداری می باشد. در برخی از ارزیابی ها میزان پهنای پروفایل در یک دهم ارتفاع²، FWTA نیز مورد بهره برداری قرار می گیرد. پروفایل حساسیت تحت تاثیر پهنای آشکارساز، اندازه نقطه کانونی لامپ و نیم سایه ناشی از کولیماتور می باشد.

4-13 - کیفیت تصویر

در مقایسه با رادیو گرافی، سی تی اسکن رزولوشن مکانی کمتر و کنتراست بهتری دارد. سی تی در بین دستگاههای تصویر برداری با اشعه ایکس بهترین کنتراست را تولید کرده و تفاوتها ی جزئی و دقیق را نشان می دهد. تفاوت اعداد سی تی بدست آمده برای دو بافت مثلا تومور و یا بافت نرم کم می باشد، حدود 20 عدد سی

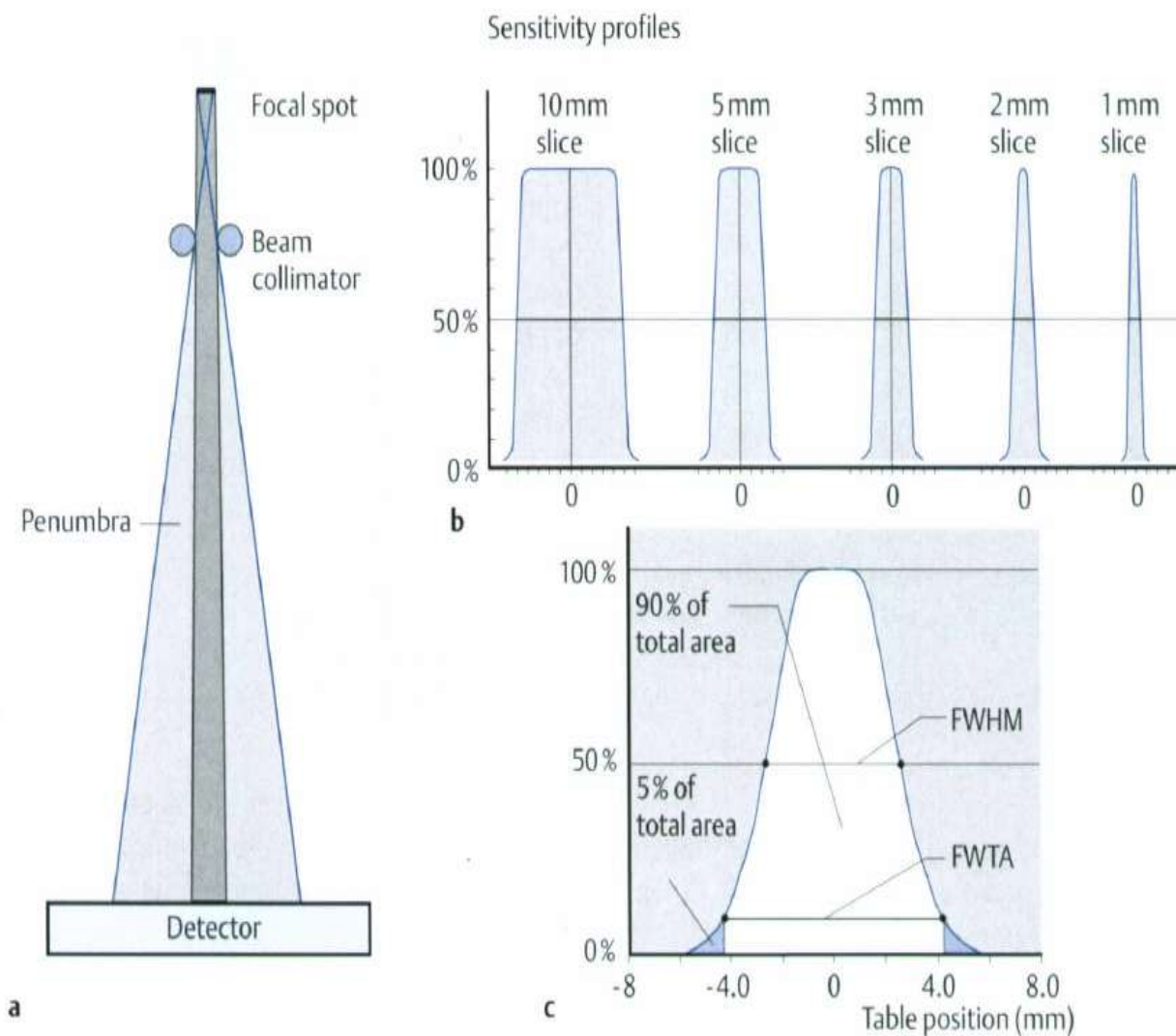
¹ Full Width at Half Maximum (FWHM)

² Full Width at Tenth Amplitude (FWTA)

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

تی، ولی به علت اینکه نویز در سی تی کم است، حدود 3 عدد سی تی، لذا این تفاوتها ی کم نیز در تصاویر سی تی قابل مشاهده می باشد. همچنانکه از این مثال بوضوح آشکار است کنتراست بطور اساسی وابسته به SNR است و SNR نیز بنحو زیادی وابسته به تعداد فوتونهای اشعه ایکس دریافت شده بازای هر پیکسل می باشد.



شکل 4-22. پروفایل حساسیت تابش. دلیل عدم یکنواختی تابش بر روی آشکارساز و نقش نیم سایه ها در شکل گیری این مشکل در سمت چپ نشان داده شده است. پروفایل حساسیت بازای چند ضخامت برش مختلف در سمت راست نشان داده شده است. در پروفایل حساسیت، محور عمودی نمودار، اعداد سی تی و محور افقی موقعیت مکانی تابش در امتداد بیمار، محور Z تصویربرداری، را نشان می دهد. FWHM نشان دهنده ضخامت برش می باشد.

برای رسیدن به رزولوشن بالا، بایستی تعداد پیکسل افزایش داده شده تا ابعاد پیکسل ها کوچکتر شود. با افزایش تعداد پیکسل ها (کاهش ابعاد پیکسل ها) برای میدان تابشی ثابت، FOV^1 ثابت، کاهش سیگنال به نویز اتفاق افتاده و نویز افزایش خواهد یافت. لذا بین رزولوشن و کنتراست بایستی یک مصالحه و سازش ایجاد شود، در غیر اینصورت با افزایش یکی، دیگری کاهش خواهد یافت. رابطه بین SNR و رزولوشن طبق معادله زیر داده می شود:

$$D \propto (SNR^2) / \Delta^3 T$$

که در آن T، بعد پیکسل Δ ، ضخامت برش و D دز تشعشعی می باشد.

4-13-1 عوامل موثر بر رزولوشن مکانی²

عواملی که بر میزان رزولوشن مکانی تاثیر مستقیم دارند بصورت ذیل دسته بندی میشوند:

- 1) پیچ آشکارساز، پیچ بزرگتر باعث کاهش رزولوشن می شود.
- 2) اندازه آشکارساز (طول فعال المان آشکارساز)، کاربرد آشکارساز کوچکتر فرکانس قطع نایکویست را بالا می برد و رزولوشن مکانی را در تمام فرکانس ها افزایش می دهد.
- 3) تعداد پروجکشن ها، تعداد زیاد تابش توانایی سی تی را در انتقال فرکانس های بالا به تصویر بدون بروز آرتی فکت افزایش می دهد. تعداد کم تابش ها باعث در هم رفتن تصاویر، الیاسینگ می شود.
- 4) تعداد پرتو ها در هر پروجکشن، تاثیر زیادی بر روی رزولوشن مکانی دارد. برای مقدار ثابت FOV با کاهش پیچ آشکارسازها تعداد پرتو ها زیاد می شود.
- 5) اندازه نقطه کانونی، کاهش اندازه نقطه کانونی باعث افزایش رزولوشن مکانی می شود.
- 6) بزرگی بافت هدف، بزرگی ابعاد هدف باعث تار شدگی تصویر می شود.
- 7) ضخامت برش، ضخامت برش بالا باعث کاهش رزولوشن مکانی در امتداد محور Z می شود.
- 8) پروفایل حساسیت برش، توصیف کننده دقیق اثر ضخامت برش می باشد.

¹ FOV(Field Of View)

² Spatial Resolution

- (9) پیچ مار پیچی، پیچ بزرگتر باعث کاهش رزولوشن می شود.
- (10) کرنال بازسازی، اثر مستقیمی روی رزولوشن دارد.
- (11) ماتریس پیکسل، تعداد پیکسل ها برای بازسازی اثر مستقیمی روی رزولوشن دارد.
- (12) حرکت بیمار، متناسب با حرکت بیمار تصویر تار می شود.
- (13) اندازه میدان تابش (FOV)، FOV اندازه فیزیکی هر پیکسل را تغییر می دهد. $FOV = 10$ در ماتریس 512×512 ابعاد پیکسلی در حدود 0.2 ایجاد می کند.

4-13-2- رزولوشن کنتراست¹

- عواملی که بر میزان رزولوشن کنتراست تاثیر مستقیم دارند بصورت ذیل دسته بندی می شوند:
- (1) جریان لامپ، mAs، بطور مستقیم بر روی SNR و کنتراست اثر می کند اگر جریان 2 برابر شود نسبت سیگنال به نویز $\sqrt{2}$ برابر می شود. افزایش سیگنال به نویز هم بطور مستقیم کنتراست را بهبود می بخشد.
 - (2) دز، بصورت خطی با افزایش جریان افزایش پیدا می کند.
 - (3) اندازه FOV، افزایش FOV باعث افزایش سایز پیکسل می شود و لذا تعداد پرتو های عبوری از داخل هر پیکسل زیاد شده و کیفیت تصویر بهتر می شود.
 - (4) ضخامت برش، بطور مثال دو برابر کردن ضخامت برش تعداد فوتو نها را دو برابر کرده (برای KV و mA یکسان) و SNR را $\sqrt{2}$ برابر می کند.
 - (5) فیلتر بازسازی، فیلتر استخوان کنتراست کم و فیلتر بافت نرم کنتراست بهتر تولید می کند.
 - (6) اندازه بیمار، ضخامت بیشتر بیمار باعث تضعیف تعداد زیادی پرتو و کاهش SNR می شود.
 - (7) سرعت چرخش مجموعه، چرخش با سرعت بالا باعث می شود که جریان کم شده و رزولوشن کم می گردد.

4-14- مواد حاجب داخل عروقی

مواد حاجب قابلیت تضعیف اشعه ایکس را توسط اعضاء بدن افزایش می دهند و برای ایجاد تمایز بین بافت طبیعی و غیر طبیعی استفاده می شوند. دلیل این افزایش کنتراست، وجود اتمهای ید در ماده حاجب می باشد.

¹ Contrast Resolution

غلظت ید بستگی به کارخانه تولید کننده داشته و بر حسب میلی گرم ید در هر میلی لیتر محلول ارزیابی می گردد. (معمولاً در موارد حاجب با اسمولالیتیه پائین). در موارد با اسمولالیتیه بالا معمولاً به صورت در صد وزن بر حجم بیان می شود.

4-14-1- اسمولالیتیه

اسمولالیتیه یکی از ویژگی های ساختمانی مایعات بوده و نشان دهنده تعداد ذرات محلول در مقایسه با آب است. مواد حاجب جدید نسبت به مواد قدیمی تر از اسمولالیتیه پائین تری برخوردار هستند (اما با اینحال حتی دو برابر خون اسمولالیتیه دارند) بدین جهت مواد جدید را اغلب بعنوان مواد کنتراست اسمولار پایین و مواد قدیمی تر را بعنوان مواد با کنتراست اسمولار بالا می شناسند.

4-14-2- ویسکوزیتیه

یکی دیگر از خصوصیات مایعات ویسکوزیتیه است که بعنوان استحکام مایع در حین جریان بیان شده و تحت تاثیر ساختار مولکولی و تراکم مولکولی می باشد. با گرم کردن ماده حاجب تا حد درجه حرارت بدن ویسکوزیتیه کاهش یافته و تزریق سریعتر و روان تر صورت می گیرد. ویسکوزیتیه و اسمولالیتیه بالا از ویژگی های مهم کنتراستهای محلول در آب هستند و سبب اثرات عینی، قلبی و همودینامیکی این مواد می گردند. با تغییر فشار اسمزی انتقال ناگهانی آب از فضاهاى سلولی و درون بافتی بداخل پلازما باعث شده و منجر به عوارض جانبی این مواد می گردد. این عوارض شامل گشادی عروق، افزایش دمای بدن، درد، تهوع و استفراغ می باشد یکی دیگر از ویژگی های مطرح در کنتراستها، یونی یا غیر یونی بودن آنهاست که به ساختار شیمیایی آنها مربوط می گردد. ماده کنتراست یونی در محلولهای آبی تشکیل یون می دهد درحالی که نوع غیر یونی آن در آب پخش نمی شود. در معرفی ماده حاجب اغلب نسبت اتمهای ید به ذرات حل نشده ذکر می گردد که نشانگر میزان کدورت بهتر (ید بیشتر) بوده در حالیکه نسبت پایینتر اسمولالیتیه پایین در نتیجه اثرات جانبی کمتر را نشان می دهند. در سالهای اخیر مواد حاجب غیر یونی با اسمولار پایین عرضه شده اند که عوارض جانبی آنها حدود 1/5 برابر کمتر از عوارض مواد یونی است ولی از قیمت بالایی برخوردارند.

4-14-3- تصفیه کلیوی مواد حاجب داخل عروقی

فصل چهارم: تالیف دکتر صبا

ساختار سی تی اسکن و روش تصویر برداری

تصفیه این مواد بطور عمده از طریق دفع کلیوی صورت می گیرد. در بیماران مبتلا به نارسایی کامل کلیوی حذف کنتراست از طریق کبد و روده انجام می شود. این نوع تصفیه بنام ترشح جانشین گفته می شود و سرعتش خیلی کندتر از ترشح کلیوی است.

در تصفیه کلیوی تحت شرایط طبیعی تقریبا صددرصد کنتراست از طریق کلیه ها دفع می شود و با نیمه عمر بیان می گردد. نیمه عمر به زمان لازم جهت تصفیه نیمی از ید گفته می شود. این زمان در افراد طبیعی برای کلیه کنتراستها یک تا دو ساعت است. حد اکثر زمان دفع کلیوی تقریبا 3 ساعت پس از تزریق داخل وریدی است. غلظت ید در ادرار تقریبا 60 دقیقه بعد از تزریق به حداکثر می رسد. ماده کنتراست بعلت اسمولالیتته آن اثر ادرار آور داشته و همراه با ادرار مواد دیگری از قبیل پتاسیم، کلسیم، فسفات منیزیم، اسید اوریک و اوره دفع می شود.

4-14-4- اثرات ماده کنتراست بر روی کنتراست بافت

معمولا سه مرحله تشدید کنتراست بافتی در سی تی مورد بحث قرار می گیرند: مرحله بولوس، غیر تعادلی و تعادلی. تفاوت میان این مراحل بستگی به سرعت تزریق و فاصله زمانی بین تزریق و اسکن دارد. مرحله بولوس که بلافاصله پس از تزریق حجم کامل ماده شروع می شود و تفاوت دانسیته 30 یا بیش از 30 واحد هانسفیلد ایجاد می کند. در مرحله غیر تعادلی که بدنبال مرحله بولوس می باشد این تفاوت 10 تا 30 واحد هانسفیلد است. در آخرین مرحله یا مرحله تعادل تفاوت کمتر از 10 واحد هانسفیلد است. امکان رویت اکثر تومورها بویژه تومورهای کبدی در مرحله غیر تعادلی بیشتر است یعنی اسکنها قبل از این مرحله تهیه می شوند.

4-14-5- روشهای تزریق

دو روش متداول در تزریق عبارتند از تزریق انفوزیول قطره ای و تزریق یکجا (بولوس). در تزریق انفوزیون قطره ای تزریق از طریق یک کاتتر وریدی در عرض چند دقیقه صورت گرفته و اسکن معمولا بعد از تزریق مقداری از دارو شروع می شود. این فاصله زمانی توسط کارشناس انتخاب می گردد و بقیه ماده بطور قطره ای تا کامل شدن دارو تزریق می شود. در این روش تمام اسکنها در مرحله تعادل تهیه می شود لذا بدین جهت امروزه پیشنهاد نمی گردد.

در روش بولوس ماده کنتراست با سرعت 1 تا 4 میلی لیتر در ثانیه در زمان معینی قبل از شروع اسکن تزریق می شود و بسته به سرعت تزریق و فاصله زمانی بین تزریق و شروع اسکن فازهای عروقی (شریانی یا وریدی) انتخاب می شود.

در تزریق روش سومی هم وجود دارد که تزریق دو مرحله ای است. ابتدا یک مرحله تزریق یک جا انجام گرفته و حداکثر تشدید کنتراست حاصل می شود، سپس یک مرحله کندتر بعدی جهت تداوم تشدید بکار می رود.